

Diplomarbeit

**Bruchverhalten und Frakturanalyse von künstlich  
gealterten und fabrikneuen zweiteiligen Zirkon-  
Implantaten mit Vollkeramikronenversorgung, ein  
Vergleich der Bruchbelastbarkeit bei unterschiedlichen  
Kronenbefestigungsarten**

eingereicht von

**Felix Matthias Schultschik**

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**

und

Univ. ZÄ Dr. **Anke Pichler**

Graz, am 17.07.2022

## *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 17.07.2022*

*Felix Matthias Schultschik eh*

## Danksagungen

Ich möchte an dieser Stelle meinen beiden BetreuerInnen Herrn Assoz. Prof. PD. DDr. Michael Payer und Frau Univ. ZÄ Dr. Anke Pichler recht herzlich danken, die mir durch ihre fachkundige, zuverlässige und unkomplizierte Unterstützung ein gutes und schnelles Vorankommen ermöglicht haben.

Weiters möchte ich mich bei der Fa. CAMLOG Biotechnologies AG bedanken, die mit der kostenfreien Zurverfügungstellung der Ceralog® Hexalobe Implantate wesentlich zur Durchführung dieser Studie beigetragen hat.

Ein großes Dankeschön gilt auch Herrn Dr. techn. Fernando Warchomicka von der TU Graz für die gute Kooperation bei der Durchführung der Frakturbelastung und Frau Dipl.-Ing. Irene Mischak für die ausführliche Beratung und Unterstützung im Bereich der Statistik. Bei ZTM Stefan Huber und ZT Philipp Tepesch darf ich mich für die Hilfe bei der Herstellung der Kronen und der Probenhalterung besonders bedanken.

Ein großer Dank geht auch an DDr. Manuel Reinisch MA, der mit seiner Vorgängerstudie den Grundstein für diese Arbeit gelegt hat und jederzeit mit Rat und Tat geholfen hat.

Zu guter Letzt möchte ich mich am aller meisten bei meiner Familie und ganz speziell bei meinen Eltern bedanken, die mir dieses Studium ermöglicht haben. Danke für eure tatkräftige Unterstützung und guten Ratschläge im Rahmen der Diplomarbeit, des Studiums und in allen anderen Lebenssituationen!

# Inhaltsverzeichnis

Danksagungen .....	ii
Inhaltsverzeichnis .....	iii
Abkürzungen und deren Erklärung .....	v
Abbildungsverzeichnis.....	vi
Tabellenverzeichnis.....	vii
Zusammenfassung .....	viii
Abstract.....	ix
1 Einleitung .....	12
1.1 Geschichte der Implantologie.....	12
1.2 Grundlagen der Implantologie .....	14
1.2.1 Statistik und Indikation.....	14
1.2.2 Implantatmaterialien.....	14
1.2.3 Implantatdesign .....	16
1.2.4 Osseointegration .....	18
1.2.5 Biokompatibilität.....	19
1.2.6 Implantations- und Belastungszeitpunkt.....	20
1.2.7 Implantataufbauten und Befestigungsarten .....	21
1.3 Materialkunde.....	21
1.3.1 Titan.....	21
1.3.2 Dentale Keramiken.....	23
1.3.2.1 Silikatkeramik .....	23
1.3.2.2 Oxidkeramik.....	24
1.3.2.2.1 Ceralog® Implantatsystem.....	26
1.3.3 Glasionomerezemente und Befestigungskomposite .....	28
1.3.4 In der Studie verwendete Materialien.....	30
1.4 CAD/CAM .....	31

1.5	Hintergrund der Arbeit .....	31
2	Material und Methoden .....	36
2.1	Studiendesign und Ablauf .....	36
2.2	Ziel, Hypothese und Zielgrößen .....	37
2.3	Implantat-Abutment-Zusammensetzung .....	38
2.4	Kronenherstellung .....	39
2.5	Befestigungsprotokoll .....	41
2.5.1	Multilink® Automix.....	42
2.5.2	FujiCEM 2®.....	42
2.6	Probenhalterung .....	44
2.7	Frakturbelastung.....	47
2.8	Aufbereitung der Daten .....	49
3	Ergebnisse .....	51
3.1	Analyse der Frakturbelastbarkeit in Abhängigkeit der Probenalterung .....	53
3.2	Analyse der Frakturbelastbarkeit in Abhängigkeit der Kronenbefestigungsart ....	55
4	Diskussion.....	58
5	Konklusion .....	64
	Literaturverzeichnis .....	65

## Abkürzungen und deren Erklärung

b	Breite
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
cm <sup>2</sup>	Quadratzentimeter
Cr-Co	Chrom-Kobalt
F	Kraft
GPa	Gigapascal
g/cm <sup>3</sup>	Gramm pro Kubikzentimeter
h	Höhe
l	Länge
M	Drehmoment
MPa	Megapascal
min	Minute
mm	Millimeter
mW	Milliwatt
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
PEEK	Polyetheretherketon
s	Sekunde
Y-TZP	Yttrium-stabilisierter tetragonaler Zirkonoxid-Polykristall
µm	Mikrometer
°C	Grad Celsius

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schema zweiteiliges Implantat .....	17
Abbildung 2: Duale Oberflächentextur von Ceralog® .....	27
Abbildung 3: Hexalobe® Implantat-Abutment-Verbindung .....	27
Abbildung 4: Abmessungen Ceralog® Hexalobe Implantat (mm).....	28
Abbildung 5: Übersicht der verwendeten Gruppen und Probenzahl .....	37
Abbildung 6: Schnittansicht der Implantat-Abutment-Verbindung (DEDICAM®)....	39
Abbildung 7: Kronendesign in CAD-Software .....	40
Abbildung 8: Kronenherstellung.....	41
Abbildung 9: 1,5mm epikrestale Position .....	44
Abbildung 10: Acrylharz-Einbettung einer gealterten Probe.....	44
Abbildung 11: Konstruktion der Probenhalterung .....	46
Abbildung 12: Probenhalterung aus Kunststoff.....	46
Abbildung 13: definitive Probenhalterung aus Cr-Co-Legierung .....	46
Abbildung 14: Schematische Darstellung der Frakturbelastung.....	47
Abbildung 15: Aufbau der Frakturbelastung.....	48
Abbildung 16: 3 mm epikrestal positioniertes Implantat.....	49
Abbildung 17: Kraft-Auslenkungs-Diagramm Abutmentbruch Gruppe 4.....	50
Abbildung 18: Kraft-Auslenkungs-Diagramm Totalbruch Gruppe 1 .....	50
Abbildung 19: Abutmentbruch.....	52
Abbildung 20: Implantatbruch .....	52
Abbildung 21: Totalbruch .....	52
Abbildung 22: Fehlerbalkendiagramm Abutmentbruch.....	56
Abbildung 23: Fehlerbalkendiagramm Implantatbruch .....	57
Abbildung 24: Fehlerbalkendiagramm Totalbruch .....	57

Die Abbildungen 1, 2, 3, 4, 6 und 9 wurden dankenswerter Weise von CAMLOG Biotechnologies GmbH (Basel, Schweiz) bereitgestellt.

Die Abbildungen 7, 8 und 10 wurden dankenswerter Weise von DDr. Manuel Reinisch MA zur Verfügung gestellt.

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Materialien für Zahnimplantate (Osman and Swain, 2015) .....	15
Tabelle 2: Biokompatibilität unterschiedlicher Werkstoffe (Weber, 2016) .....	20
Tabelle 3: Ausgewählte Eigenschaften: Reintitan und Titanlegierung (nach Osman and Swain, 2015) .....	23
Tabelle 4: Ausgewählte Eigenschaften: Keramiken (Lohbauer et al., 2018) .....	26
Tabelle 5: In der Studie verwendete Materialien .....	30
Tabelle 6: Brennparameter für Lithiumdisilikat in Programat EP 5010 .....	41
Tabelle 7: Befestigungsprotokoll (nach Reinisch, 2020) .....	43
Tabelle 8: Frakturwerte (künstlich gealterte und fabrikneue Gruppen zusammengefasst) .....	54
Tabelle 9: Frakturwerte der einzelnen Gruppen .....	55

# Zusammenfassung

## Hintergrund

Aufgrund ästhetischer Komplikationen und Hypersensitivitäten in Zusammenhang mit Titanimplantaten und dem größer werdenden Wunsch nach einer metallfreien Versorgung hat sich zuletzt Zirkonoxid als Alternativmaterial zu Titan immer mehr etabliert. Die vorliegende Studie untersuchte, wie sich die in-vitro Bruchbelastbarkeit von zweiteiligen Zirkonoxidimplantaten, die mit Lithiumdisilikatkronen auf verschraubbaren Abutments versorgt wurden, durch eine künstliche Alterung von fünf Jahren verändert und ob die Kronenbefestigungsart einen Einfluss darauf hat.

## Material und Methoden

40 zweiteilige Zirkonoxidimplantate (Ceralog® Hexalobe) wurden jeweils mit einem individualisierten Zirkondioxidabutment verschraubt, auf welchem standardisierte, Lithiumdisilikatkronen mit einem adhäsiven Befestigungskomposit (Multilink® Automix, Gruppe 1+3, n=10+10) oder einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement (FujiCEM 2®, Gruppe 2+4, n=10+10) befestigt wurden. Die Gruppen 1 und 2 wurden in einer Vorgängerstudie einer thermomechanischen Belastung zur Simulation einer Alterung von fünf Jahren unterzogen. Die Proben wurden in einer 3D-gedruckten Probenhalterung aus Cr-Co positioniert und unter einem Winkel von 135° zur Implantatachse bis zur Fraktur belastet. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte deskriptiv und statistisch mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests.

## Ergebnisse

Es traten drei Frakturereignisse auf: Abutmentbruch, Implantatbruch und Totalbruch. Die Frakturbelastbarkeit blieb nach künstlicher Alterung bei den Ereignissen Implantat- und Totalbruch beinahe gleich und nahm beim Ereignis Abutmentbruch im Schnitt um 59,9 N zu. Alle Frakturkräfte lagen über mittelwertigen physiologischen Kaukräften.

## Schlussfolgerung

Zweiteilige Zirkonoxidimplantate, die mit Lithiumdisilikatkronen auf verschraubbaren Abutments versorgt sind, erfahren durch eine künstliche Alterung kaum eine Änderung in der Frakturbelastbarkeit und sollten enoralen Kräften für eine Dauer von mindestens fünf Jahren ausreichend standhalten. Die Art der Kronenbefestigung scheint im Hinblick auf Frakturbeständigkeit eine vernachlässigbare Rolle zu spielen.

# **Abstract**

## **Background**

Due to esthetic complications and hypersensitivities associated with titanium implants and the increasing desire for metal-free restorations, zirconia has recently become more and more established as an alternative material to titanium. The present study investigated how the in vitro fracture resistance of two-piece zirconia implants restored with lithium disilicate crowns on screw-retained abutments is changed by artificial aging of five years and whether the crown fixation type has an influence on it.

## **Material and Methods**

40 two-piece zirconia implants (Ceralog® Hexalobe) were each screw-retained to an individualized zirconia abutment to which standardized, lithium disilicate crowns were attached with an adhesive luting composite (Multilink® Automix, group 1+3, n=10+10) or a resin-modified glass ionomer cement (FujiCEM 2®, group 2+4, n=10+10). Groups 1 and 2 were subjected to thermomechanical loading to simulate five years of aging in a previous study. Specimens were positioned in a 3D-printed Cr-Co specimen holder and loaded to fracture at an angle of 135° to the implant axis. The results were evaluated descriptively and statistically using the Mann-Whitney U test.

## **Results**

Three fracture events occurred: Abutment fracture, implant fracture and total fracture. The fracture load capacity remained almost the same after artificial aging for the implant and total fracture events and increased by 59.9 N on average for the abutment fracture event. All fracture forces were above mean physiological masticatory forces.

## **Conclusion**

Two-piece zirconia implants restored with lithium disilicate crowns on screw-retained abutments experience little change in fracture resistance due to artificial aging and should adequately resist enoral forces for a period of at least five years. The type of crown fixation seems to play a negligible role with regard to fracture resistance.

# 1 Einleitung

Unter der dentalen Implantologie versteht man ein Teilgebiet der Zahnmedizin, das sich mit der Insertion alloplastischer Materialien in den Kieferknochen beschäftigt. Ziel ist eine ordnungsgemäße Einheilung des Zahnimplantates zur Aufnahme eines prothetisch-/restaurativen Zahnersatzes. Dieser Fachbereich hat sich in den letzten Jahrzehnten besonders rasch entwickelt und ist heutzutage aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken.

## 1.1 *Geschichte der Implantologie*

Das Fachgebiet der oralen Implantologie entwickelte sich über einen langen Zeitraum. Der älteste Fund einer erfolgreichen Implantation stammt aus dem siebten bis achten Jahrhundert nach Christus aus der Region um den Playa de los Muertos in Honduras. Bei dieser Entdeckung handelte es sich um ein Mandibulafragment, in welches drei keilförmige Muschelstücke als Schneidezahnersatz eingesetzt wurden. (Pasqualini et al., 2009)

Im Mittelalter stammten wichtige Beiträge zur Implantologie aus dem arabischen Raum, dabei besonders von Abucalsis, einem der großen Chirurgen des Altertums. In seinem gänzlich von der Chirurgie handelnden Werk Kitab al Tasrif sind einige Kapitel der dentalen Chirurgie gewidmet. Darin beschreibt er mitunter den Ersatz verlorengegangener Bezahnung durch andere Zähne natürlicher oder künstlicher Natur, beispielsweise aus Knochenfragmenten großer Säugetiere, welche durch Goldligaturen im gingivalen Gewebe verankert und in Position gehalten wurden. (Pasqualini et al., 2009)

Dieser Ansatz der Präparation und des Austausches von einem humanen Zahn durch einen künstlichen wurde in den darauffolgenden Jahrhunderten von einigen Autoren weiterverfolgt. Als Ersatzmaterialien wurden Knochen und Zähne von Kühen, Pferden, Widdern, Hirschen oder anderen Tieren wie Nilpferden, Walen oder Walrossen, aber auch Perlmutter oder Elfenbein verwendet. Es stellte sich jedoch bald heraus, dass diese therapeutischen Maßnahmen nicht die gewünschten ästhetischen und funktionellen Langzeiterfolge mit sich brachten. (Pasqualini et al., 2009)

1809 erreichte Maggiolo mit dem ersten enossalen Metall-Implantat einen Meilenstein. Im 19. und frühen 20. Jahrhundert wurde daraufhin zunehmend mit alloplastischen

Materialien wie Gold, blei-beschichtetem Platin, Porzellan, Iridium oder Silber als Zahnwurzelersatz experimentiert. 1939 gelang den Brüdern Strock mit schraubenähnlichen Implantaten aus Vitallium, einer Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung, in ersten erfolgreichen Tierversuchen der nächste große Meilenstein. 1947 markierte Formiggini mit seinen hohlen Spiralschrauben aus rostfreiem Stahldraht oder Tantal den definitiven Übergang in die Ära des enossalen Implantats. Weitere wegweisende Entwicklungen in der enossalen Implantologie fanden in den 1970er Jahren durch die plattenförmigen Extensionsimplantate (Linkow), die in einen Knochenspalt inseriert wurden, und die nadelförmigen Implantate (Scialom) statt. (Pasqualini et al., 2009)

Etwa zeitgleich wurde besonders Titan als Werkstoff für enossale Implantate erforscht. Basierend auf den neu gewonnenen Erkenntnissen in Verbindung mit Titanimplantaten beschrieb Per-Ingvar Brånemark 1966 zum ersten Mal den Begriff der „Osseointegration“, welche seitdem den Grundstein für die moderne Implantologie bildet. Nach Brånemark handelt es sich dabei um „die direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen lebendem Knochen und der Oberfläche eines lasttragenden Implantats, ohne Bildung einer Bindegewebeschicht.“ (Snétivy and Kraft, 2018)

Mit dem Tübinger Sofortimplantat gelang es Schulte 1977 der Atrophie des Alveolarkammes aufgrund der zur damaligen Zeit vorherrschenden Spätimplantate entgegenzuwirken. Das Implantat wurde unmittelbar nach der Zahnextraktion über eine knochenkongruente Fräsung in die Extraktionsalveole inseriert. (Hartmann, 2009) In den darauffolgenden Jahren wurde besonders an der Implantatoberfläche geforscht, woraus Ledermann die noch heute gebräuchliche gestrahlte und geätzte Oberfläche zur Vergrößerung der Kontaktfläche mit dem Knochen entwickelte. Zusammen mit seiner Arbeitsgruppe konstruierte er das HATI-Implantat, das gleich dem von Hartmann entwickelten FRIALIT-2 mit einer rotationsgesicherten Innengeometrie ausgestattet war. Um der Problematik der Spalträume entgegenzuwirken, entwarfen Nentwig und Moser im Jahre 1986, als der Begriff „platform-switch“ noch nicht existierte, das NM-Implantat, von welchem die bis heute verwendeten Ankylos-Implantate abstammen. (Hartmann, 2009)

Der Fortschritt und die beispielhaft aufgezählten Entdeckungen der Implantologie sind bemerkenswerten Wegbereitern zu verdanken. Dieser Forschungsgeist und die stetige Fortentwicklung der Implantate in Bezug auf Material, Biokompatibilität, Design und Oberfläche, als auch des operativen Procederes und des Knochen- und Weichgewebemanagements hält bis heute an.

## **1.2 Grundlagen der Implantologie**

### **1.2.1 Statistik und Indikation**

Nachdem die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) 1982 das Einbringen von Implantaten in den Kieferknochen als Therapieform anerkannt hat, ist die orale Implantologie heutzutage aus der Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken und gilt als fixer Bestandteil in der Bandbreite der zahnärztlichen Therapiemöglichkeiten. Das spiegelt sich auch in der Statistik wieder, wonach in Deutschland geschätzt rund 1,3 Millionen Implantate pro Jahr gesetzt werden. (Ritzert, 2018) Für Österreich stehen keine Zahlen zur Verfügung.

Das Indikationsspektrum von Implantaten ist sehr breit gefächert. Sie finden Einsatz in der festsitzenden Restauration von Einzelzahn- und Schaltlücken, als auch in der festsitzenden oder abnehmbaren Versorgung von teilbezahnten oder zahnlosen Kiefern, beispielsweise als Pfeilervermehrung bei Freiendsituationen zur Optimierung der Retention und Vergrößerung des Belastungspolygons. (Nelson et al., 2018)

### **1.2.2 Implantatmaterialien**

Für die klinische Prognose sowie den Langzeiterfolg von Implantaten sind deren chemische und physikalische Materialeigenschaften von großer Bedeutung. Ausschlaggebende Parameter sind neben dem Implantatdesign die Oberflächenbeschaffenheit und -charakteristik, wie auch die Mikrostruktur. Ein optimales Implantatmaterial muss biokompatibel sein und mit einer geeigneten Härte und Materialstärke, sowie Korrosions- und Bruchstabilität ausgestattet sein. Außerdem sollte das Implantatdesign mit den physikalischen Eigenschaften des Materials kompatibel sein. (Osman and Swain, 2015) Die zur Implantatherstellung verwendeten Materialien können chemisch in drei Gruppen gegliedert werden: Metalle, Keramiken und Polymere. Osman und Swain haben die verschiedenen Materialien in einer umfangreichen Liste zusammengefasst. (Tabelle 1)

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

<b>Materialgruppe</b>	<b>Material</b>
<b>Metalle</b>	
	Titan
	Titanlegierung
	Rostfreier Stahl
	Kobalt-Chrom-Legierung
	Goldlegierung
	Tantal
<b>Keramiken</b>	
	Aluminiumoxid
	Hydroxylapatit
	Beta-Tricalciumphosphat
	Kohlenstoff
	Kohlenstoff-Silizium
	Bioglas (Siliziumdioxid, Calciumoxid, Natriumoxid, Phosphorpentoxid)
	Zirkoniumdioxid
	Zirkonoxidverstärktes Aluminiumoxid
<b>Polymere</b>	
	Polymethylmethacrylat (PMMA)
	Polytetrafluoroethylen (PTFE)
	Polyethylen (PE)
	Polysulfon (PF)
	Polyurethan (PU)
	Polyetheretherketon (PEEK)

*aus dem Englischen übersetzt*

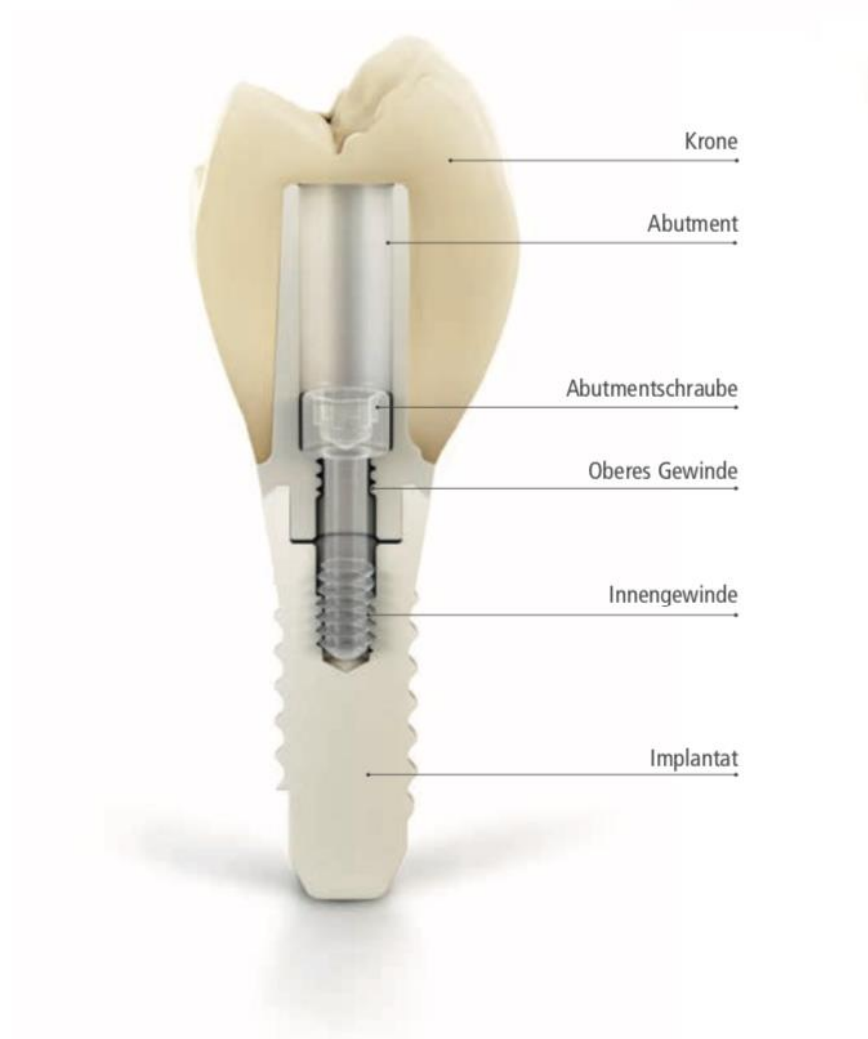
In den Anfangsjahren der Implantologie wurden verschiedene Metalle und Metalllegierungen aus Gold, rostfreiem Stahl oder Kobalt-Chrom verwendet. Ungünstige Gewebereaktionen und niedrige Langzeit-Erfolgsraten machten diese Materialien jedoch obsolet und finden somit heute im klinischen Alltag keinen Gebrauch mehr. Titan und dessen Legierungen haben sich dagegen durch die

positiven klinischen Langzeit-Überlebensraten als „Gold-Standard“ etabliert und kommen als Implantatmaterial am Häufigsten zur Anwendung. (Osman and Swain, 2015) Trotz guter biologischer und chemischer Voraussetzungen sind Hydroxylapatit, Biogläser oder Kalziumphosphate aufgrund ihrer schlechten physikalischen Eigenschaften keine adäquate metallfreie Alternative. Diese stellt bis dato lediglich Zirkoniumdioxid dar, das nach Titan und dessen Legierungen zu den gängigsten Implantatmaterialien zählt. Eine andere Option ist PEEK, wovon durch die knochenähnlichen physikalischen und mechanischen Eigenschaften Vorteile gegenüber Titan erwartet wird. In einer in-vivo Studie wurde die Biofilmbildung auf Scheiben aus PEEK im Vergleich zu Metalllegierungen und Zirkoniumoxid untersucht. Dabei ergaben sich ähnliche Resultate wie bei den Vergleichsgruppen aus Zirkonoxid und der Titan-Zirkon-Legierung. (Zeller et al., 2020) Die weitere Anwendung von PEEK beschränkte sich bisher jedoch vorwiegend auf bench tests. (Ma et al., 2020, Rahmitasari et al., 2017)

### **1.2.3 Implantatdesign**

Die zurzeit zur Anwendung kommenden Implantate sind beinahe ausnahmslos enossal und rotationssymmetrisch. Sie können gemäß folgender Aspekte eingeteilt werden: (Watzek and Mailath-Pokorny, 2000)

1. Ein- und zweiteilige Implantatsysteme
  - a. Einteilige Implantate: Der in den Knochen eingebrachte Implantatkörper samt dem für die prothetische Versorgung benötigten suprakrestalen Aufbauteil (Abutment) sind aus einem Teil gefertigt.
  - b. Zweiteilige Implantate: Der enossale Implantatkörper (Primärteil) und das suprakrestale Abutment (Sekundärteil) sind zwei separate Komponenten, die sich fest miteinander verbinden, meistens verschrauben, lassen. (Abbildung 1)



*Abbildung 1: Schema zweiteiliges Implantat*

Aufgrund der Vorteile in Bezug auf die prothetische Versorgung haben sich die zweiteiligen Implantatsysteme gegenüber den einteiligen behauptet. Durch deren Möglichkeit der individuellen Gestaltung des Abutments hinsichtlich des Winkels und der Form kann eine ideale Passung der darauf fixierten Suprakonstruktion deutlich leichter erzielt werden. Durch die Diskontinuität der beiden Komponenten entsteht jedoch ein nicht putzbarer Mikrospace, in welchem sich Bakterien anlagern können wodurch das Entzündungsrisiko wiederum steigt. Um dieses Risiko zu minimieren, wird mit dem sogenannten „platform-switch“ der Mikrospace ins Innere des Implantats und somit weg vom Knochen und pathogenen Keimen verlagert. Zweiteilige Implantatsysteme erlauben außerdem eine gedeckte/subgingivale Einheilung des

Primärteil dieses wird folglich durch die Zahnfleisch-Decke vor mechanischer Überbelastung und besonders vor pathogenen Keimen und Infektionen geschützt, benötigt zur Freilegung jedoch einen zweiten chirurgischen Eingriff. Einteilige sowie zweiteilige Implantatsysteme können aber auch offen/transgingival einheilen, was aber das Risiko einer Keimbesiedelung und periimplantären Entzündungsreaktion birgt. (Weber, 2016)

Weiters lassen sich Implantate anhand des Längsachsen-Querschnitts unterteilen: (Nelson et al., 2018)

- a. parallelwandige/zyklindrische Implantate: der Durchmesser bleibt entlang der Längsachse des Implantats konstant
- b. konische/zyklindrisch-konische Implantate: der Durchmesser verjüngt sich von koronal entlang der Implantatlängsachse nach apikal kontinuierlich oder diskontinuierlich
- c. gestuft-zyklindrische Implantate: der Durchmesser nimmt stufenartig entlang der Implantatlängsachse nach apikal ab

Außerdem ist im Rahmen des Implantatdesigns die Oberflächengestaltung zu erwähnen, da der strukturelle und funktionelle Verbund von Implantat und dem umgebenden Knochen größtenteils von der Oberflächenbeschaffenheit des Implantats abhängt. Der Erfolg eines dentalen Implantats hängt stark von den chemischen, physikalischen, mechanischen und topographischen Eigenschaften seiner Oberfläche ab. Der Einfluss der Oberflächentopographie auf die Osseointegration geht mit einer kürzeren Einheilzeit zwischen Implantation und Restauration einher. (Ogle, 2015) So wird zur Oberflächenvergrößerung der enossale Implantatkörper additiv, beispielsweise durch HA (plasma-sprayed hydroxyapatite) oder TPS (titanium plasma-sprayed), oder subtraktiv durch Sandstrahlung, Säureätzung oder Laser-Ablation aufgeraut. (Nelson et al., 2018, Smeets et al., 2016)

## **1.2.4 Osseointegration**

Das Skelett ist ein metabolisch aktives Organ, das zeitlebens Umbauvorgänge erfährt. Dieses sogenannte Bone remodeling beinhaltet die Resorption mineralisierten Knochens durch Osteoklasten und die Neubildung von nachträglich mineralisierender Knochenmatrix durch Osteoblasten. (Hadjidakis and Androulakis, 2006)

Knochengewebe ist durch diese Eigenschaft, neben embryonalem Gewebe, das einzige Gewebe, das nach einer Verletzung im Sinne einer Restitutio ad integrum wieder vollständig, narbenfrei ausheilt. Durch das Einbringen eines Implantats in den Kieferknochen wird genau genommen ein Mikrotrauma gesetzt, worauf das Knochengewebe mit der Wundheilungskaskade reagiert, welche zur eigentlichen Implantateinheilung führt. Dieser Heilungsprozess beginnt mit der Bildung eines Blutkoagulums und simultan ablaufenden initialen Entzündungsreaktionen, woraufhin es zu einer Vaskularisation und Granulationsgewebsbildung kommt. Anschließend bildet sich daraus ein knorpeliger Kallus, der zu einem Geflechtknochenkallus heranreift, welcher in weiterer Folge in lamellären Knochen umgebaut wird. (Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil et al., 2006) Nach diesem ungefähr drei Monate andauernden Heilungsvorgang hat sich an der Implantatoberfläche neu gebildeter Knochen angelagert, was schließlich in einer „bindegewebsfreien ankylotischen Einheilung“ (Nelson et al., 2018) des Implantats im Kieferknochen resultiert. Diese Abläufe wurden von Brånemark unter dem Begriff Osseointegration zusammengefasst. Ausschlaggebende Kriterien für eine erfolgreiche Osseointegration sind Implantatmaterial und Biokompatibilität, Implantatdesign und -oberfläche, eine ausreichende Primärstabilität und Ruhigstellung während der Einheilphase, sowie ein adäquates chirurgisches Vorgehen. (Nelson et al., 2018)

### **1.2.5 Biokompatibilität**

Für die erfolgreiche Einheilung eines Implantats im Kieferknochen ist die Biokompatibilität des Implantatmaterials bestimmend. Diese lässt sich prinzipiell in drei Klassen einteilen: biotolerant, bioinert und bioaktiv. Folglich bewirken unterschiedliche Werkstoffe eine unterschiedliche Antwort des Implantatbetts. (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 <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Titan, ZrO <sub>2</sub>
bioaktiv	Verbundosteogenese: physikochemischer Verbund zwischen Implantat und Knochen	Hydroxylapatit, Trikalziumphosphatkeramik, Glaskeramik

## 1.2.6 Implantations- und Belastungszeitpunkt

Je nach Implantationszeitraum wird heutzutage in Sofortimplantation, Frühimplantation und Spätimplantation unterteilt. Bei der Sofortimplantation erfolgt das Einbringen des Implantats und die Zahnextraktion unmittelbar nacheinander oder innerhalb einer Woche. Bei dieser Methode kommt es zum bestmöglichen Erhalt von Knochen und Papille. Bei der Frühimplantation erfolgt die Implantatinsertion sechs bis acht Wochen post extractionem in ein noch nicht gänzlich verknöchertes Implantatbett, die Weichgewebsheilung ist bereits abgeschlossen. Die Spätimplantation umfasst Implantationen ab dem dritten Monat nach der Zahnentfernung, wenn die Extraktionsalveole vollständig knöchern ausgeheilt ist. Der Vorteil hierbei ist eine hohe Primärstabilität, die jedoch je länger die Extraktion in der Vergangenheit liegt, mit einer umso ausgeprägteren Atrophie des Kieferkamms einhergeht. (Nelson et al., 2018)

Die Belastungszeitpunkte können ebenso in Sofortversorgung, Sofortbelastung, Frühbelastung und Spätbelastung gegliedert werden. Bei der Sofortversorgung wird der Zahnersatz innerhalb von 48 Stunden post implantationem nicht-funktionell eingesetzt, bei der Sofortbelastung kommt es im selben Zeitraum hingegen zur Eingliederung mit Okklusionskontakt. Für beide Varianten sollte eine Primärstabilität mit einem Insertionstorque von über 30 Ncm gegeben sein. Bei der Frühbelastung

erfolgt die Eingliederung und funktionelle Belastung der Suprastruktur ab 48 Stunden bis drei Monate nach der Implantation. Beim Einsetzen des Zahnersatzes nach 3 Monaten post implantationem spricht man von konventioneller Spätbelastung, nach 6 Monaten von verzögerter Spätbelastung. (Kern et al., 2022)

### **1.2.7 Implantataufbauten und Befestigungsarten**

Aufgrund der geometrischen, mechanischen und materialtechnischen Diskontinuität zwischen dem enossalen Implantat und dem suprakrestalen Zahnersatz ist die Implantat-Abutment-Verbindung die Schlüsselstelle für die prothetische Versorgung. Wolfart teilte sie in folgende Gruppen ein: (Wolfart, 2014)

- Außenverbindungen mit Rotationsschutz
- Innenverbindungen (mit und ohne Rotationsschutz)
- Innenverbindungen mit und ohne Platform-Switching

Die Implantat-Abutment-Verbindung erfolgt heutzutage in den meisten Fällen reversibel verschraubt. Die Abutmentschraube und die Implantatinnenkonfiguration können dabei je nach System und Produzent in Bezug auf Material oder Gestalt variieren. Ein Vorteil dieser Befestigungsart ist die gute Reparaturfähigkeit und Putzbarkeit durch eine einfache und schnelle Abnahme der Versorgung, als auch die Abwesenheit von Zementresten im umliegenden Gewebe, was das Entzündungsrisiko deutlich senkt. Neben der Verschraubung besteht auch die Möglichkeit das konventionell oder individualisiert aus Titan, Zirkondioxid oder PEEK hergestellte Abutment irreversibel durch Zementieren oder Kleben auf dem Implantat zu befestigen. Die eher spärliche Reparaturfähigkeit und ein erhöhtes Entzündungsrisiko durch subgingivale Zementreste sind große Nachteile dieser Befestigungsart. (Hamed et al., 2020, Ragauskaitė et al., 2017, Shafie, 2014)

## **1.3 Materialkunde**

### **1.3.1 Titan**

Mit einer relativ niedrigen Dichte von  $4,5 \text{ g/cm}^3$  gehört das chemische Element Titan (Ti) zu den Leichtmetallen. Es steht an 22. Stelle im Periodensystem und zählt aufgrund des unvollständig befüllten d-Orbitals zu den Übergangsmetallen. Entdeckt wurde Titan schon im 18. Jahrhundert, konnte mit den damals zur Verfügung

stehenden Mitteln jedoch nicht weiterverarbeitet werden. Erst durch die Innovation des Kroll-Verfahrens 1930 konnte aus dem Rohmaterial Reintitan gewonnen werden. Als Rohmaterial dienen dazu vorwiegend Rutil ( $\text{TiO}_2$ ) und Ilmenit ( $\text{FeTiO}_3$ ), aus welchen Titan in Form von Titanetrachlorid ( $\text{TiCl}_4$ ) herausgelöst und weiter durch Beimengung flüssigen Magnesiums unter hohen Temperaturen in Reintitan umgeformt wird. (Asaoka et al., 1985, Fischer et al., 2022) Dieses enthält neben 99 Prozent Titan ein Prozent an Begleitelementen wie Stickstoff, Kohlenstoff, Wasserstoff, Eisen oder Sauerstoff, welche die mechanischen Eigenschaften beeinflussen. Bei einem zunehmenden Sauerstoffanteil steigt beispielsweise die Zugfestigkeit, wohingegen die Bruchdehnung sinkt. Reintitan wird folglich je nach Zusammensetzung der Begleitelemente in vier Grade eingeteilt, von denen sich die Grade 2 und 4 zur Verwendung im Implantatkörper etabliert haben. (Snétivy and Kraft, 2018)

Für eine zusätzliche Steigerung der mechanischen Festigkeit wird Reintitan einer Kaltverformung unterzogen. Diese reicht jedoch für die kleindimensionierten Abutmentschrauben und Aufbauteile nicht aus, weshalb eine weitere Verfestigung nötig ist. Das ist lediglich durch Zulegieren anderer Metalle, wie beispielsweise Aluminium (Al) und Vanadium (V) zu  $\text{Ti6Al4V}$ , möglich. Durch die Beimengung dieser Legierungselemente wird die bei  $882^\circ\text{C}$  stattfindende Umwandlung des Reintitans vom kubischen  $\beta$ -Titan (Hochtemperaturphase) zum hexagonalen  $\alpha$ -Titan (Tieftemperaturphase) teilweise unterbrochen. Dadurch liegt zugleich eine  $\alpha$ - und  $\beta$ -Phase vor, die durch massive Spannungen im Kristallgitter eine deutlich höhere Dehngrenze aufweist und folglich besser für die Verwendung in Abutment und Abutmentschrauben geeignet ist. Hierbei ist jedoch die Zytotoxizität von Vanadium zu erwähnen, weshalb viele Hersteller auf Niob (Nb) als Alternativlegierung ( $\text{Ti6Al7Nb}$ ) ausweichen. Diese Legierung hat annähernd gleiche mechanische Eigenschaften wie  $\text{Ti6Al4V}$ , zeichnet sich aber durch eine deutlich besser Biokompatibilität und Korrosionsstabilität aus. (Fischer et al., 2022, Freese et al., 2001, Snétivy and Kraft, 2018)

Titan und Titanlegierungen sind angesichts der hohen Festigkeit, Korrosionsstabilität, Biokompatibilität und Fähigkeit zur Osseointegration als Implantatmaterial für die klinische Anwendung geeignet. Durch die hohe Affinität zu Sauerstoff zeichnet sich Titan zusätzlich durch die Bildung einer Oxidschicht ( $\text{TiO}_2$ )

aus, welche als Schutzschicht eine Biokorrosion verhindert und somit im Vergleich zu anderen Metalllegierungen den Umgebungsbedingungen des humanen Knochens deutlich besser standhält. (Fraker et al., 1983, Solar, 1979)

*Tabelle 3: Ausgewählte Eigenschaften: Reintitan und Titanlegierung (nach Osman and Swain, 2015)*

	E-Modul (GPa)	Dichte (g/cm <sup>3</sup> )	Zugfestigkeit (MPa), min	Bruchdehnung (%), min
Reintitan Güte 1	102	4,5	240	24
Reintitan Güte 4	104	4,5	550	15
Ti-6Al-4V	113	4,4	930	10
Ti-6Al-7Nb	114	4,4	900-1050	8-15

*aus dem Englischen übersetzt*

## 1.3.2 Dentale Keramiken

Dentalkeramiken sind nahezu wasserunlösliche anorganische Werkstoffe. Sie können nach ihrer chemischen Zusammensetzung aufgeteilt werden in:

- Silikatkeramik (darunter die Gruppe der Glaskeramiken)
- Oxidkeramik (darunter die bekanntesten Vertreter Aluminiumoxid und Zirkonoxid)

### 1.3.2.1 Silikatkeramik

Zu den Silikatkeramiken zählen neben den Feldspatkeramiken Glaskeramiken, wie zum Beispiel Lithiumdisilikat. Zur Herstellung der Feldspatkeramik entsteht durch sich wiederholende Zyklen, bestehend aus Schmelzen, thermischer Behandlung (Fritten) und nochmaligem Mahlen, aus Kalifeldspat und Natronfeldspat eine glasartige Grundmasse. Dieser werden farbige Metalloxide zur zahnfarbenen Einfärbung beigemischt und durch gezieltes Kristallisieren von Leuzit bildet sich eine Silikatkeramik. Dabei kann ein höherer Anteil an Leuzitkristallen zu einer Verfestigung der Keramik führen. Feldspatkeramiken zeichnen sich durch sehr gute optische Eigenschaften aus und finden primär in der Verblendung von Restaurationen Einsatz. Leuzitverstärkte Silikatkeramiken eignen sich aufgrund der niedrigen Festigkeit von rund 120 MPa nur zur Anwendung in adhäsiv befestigten Veneers, Inlays, Onlays und Einzelkronen. (Stawarczyk and Fischer, 2022)

Deutlich höhere Festigkeitswerte von circa 250 bis 420 MPa weisen dagegen Lithiumsilikatkeramiken auf. (Rosentritt et al., 2018) Sie wurden bereits 1957 von S.D. Stookey entdeckt, fanden aber erst in den 90er Jahren des vergangenen Jahrhunderts Einzug in die Zahnheilkunde. Zur ersten Generation zählt IPS Empress II, das nach einem Heißpressverfahren für die Herstellung von Inlays, Onlays oder Einzelkronen verwendet werden kann. 2007 kam es durch den Einzug der CAD/CAM-Technologie mit IPS e.max CAD zu einer Fortentwicklung. Beim Herstellungsprozess entstehen je nach Verhältnis von Lithiumoxid und Siliziumdioxid in der Glasphase bei Temperaturen zwischen 550 bis 750°C entweder Lithiumdisilikat- oder Lithiummetasilikat-Kristalle. Das leicht bläuliche Material ist in diesem Zustand fester als Glas und leichter mit einer Fräse bearbeitbar als im Endzustand. Lithiumdisilikatkeramiken können in der Weiterverarbeitung verpresst oder in einem noch nicht vollständig auskristallisierten Zustand beschliffen werden. Lithiummetasilikatkeramiken können vor als auch nach einem noch notwendigen Kristallisationsbrand (Temperaturen über 750°C) beschliffen werden, ein Verpressen ist nicht möglich. Die Indikationsbereiche dieser Keramiken sind monolithische Inlays, Onlays, Kronen oder bis zum ersten oder zweiten Prämolaren ausgedehnte dreistellige Brücken. (Lohbauer et al., 2018, Stawarczyk and Fischer, 2022)

### **1.3.2.2 Oxidkeramik**

Bei den Oxidkeramiken handelt es sich um einphasige keramische Werkstoffe, bei denen Oxide aus sehr unedlen Metallen wie Aluminium, Zirkonium oder Titan gebildet werden. Diese Elemente haben sehr hohe Oxidationspotentiale gemein, was bedeutet, dass die sehr stabilen Oxide mit einer völlig passivierten Oberfläche durch Sauerstoffatome vorliegen, was eine weitere Oxidation verhindert und mit einer sehr hohen Biokompatibilität einhergeht. Diese Oxide werden mitunter zur Optimierung der mechanischen als auch optischen Eigenschaften, meistens zur Festigkeitssteigerung, anderen Keramiken beigemischt. (Stawarczyk and Fischer, 2022)

Für die dentale Implantologie stehen kraft der mechanischen Eigenschaften nur Oxidkeramiken zur Auswahl. Aufgrund der problemlosen Osseointegration wurde zu Beginn, in den 70er Jahren des 19. Jahrhunderts, rein Aluminiumoxid gebraucht. Angesichts einer hohen Frakturrate kam man jedoch bald von diesem Implantatmaterial ab und begann stattdessen Zirkoniumdioxid als Alternative mit

besseren mechanischen Eigenschaften zu untersuchen. (Ananth et al., 2015) Diesem Oxid liegt das Element Zirkonium (Zr), welches an 40. Stelle im Periodensystem steht, zugrunde. Dieses als Rohmaterial relativ weich, biegsam und silbrig glänzend vorliegende Metall kommt in verschiedenen Gesteinen als Baddeleyit ( $ZrO_2$ ) oder Zirkon ( $Zr[SiO_4]$ ) vor. In der Zahnmedizin wird nur das Oxid dieses Metalls, Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ , auch Zirkonoxid genannt) eingesetzt, wobei dieses Material einen umfangreichen Herstellungsprozess erfordert. Das zu Beginn gereinigte und danach in einem Kalzierungsofen chemisch veränderte Rohmaterial wird anschließend zu einem feinen Pulver zermahlen. Dieses wird weiter aufbereitet und aus einem in Form gepressten Grünkörper entsteht nach einem Vorbrand der Weißkörper. Bei etwa  $1.300^\circ C$  erfolgt eine Sinterung dieses Körpers, der in einem darauffolgenden HIP-Vorgang („Hot Isostatic Pressing“) weiter verdichtet wird. Um den Werkzeugverschleiß möglichst gering zu halten, erfolgt der Großteil der Bearbeitung von Zirkoniumdioxid aufgrund einer noch niedrigeren Härte am Weißkörper.

Zirkoniumdioxid hat besondere polymorphe Eigenschaften und kann in monokliner, tetragonaler oder kubischer Kristallstruktur vorliegen. Beim Abkühlen des geschmolzenen Zirkoniumdioxids unter den Schmelzpunkt von  $2.690^\circ C$  weist es eine kubische Kristallmodifikation auf, welche sich beim weiteren Abkühlvorgang unter  $2.370^\circ C$  in eine tetragonale Phase und schließlich bei  $1.173^\circ C$  in eine monokline Kristallstruktur umwandelt. Diese letzte Phasentransformation geht mit einer etwa vier prozentigen Volumenausdehnung einher, welche große innere Spannungen bis hin zu Rissbildungen erzeugt. Durch die Zugabe von Stabilisatoren wird diese unerwünschte Volumenzunahme umgangen und die gewünschte tetragonale Phase bei Raumtemperatur „eingefroren“. In der Zahnheilkunde hat sich dabei Yttriumoxid ( $Y_2O_3$ ) als Stabilisator durchgesetzt, weshalb von Y-TZP-Keramiken („yttrium stabilised tetragonal zirconia polycrystals“) die Rede ist. (Stawarczyk and Fischer, 2022, Snétivy and Kraft, 2018)

Y-TZP wirkt folglich dem Fortschreiten von Rissen durch die spannungsinduzierte Phasenumwandlung entgegen. Erst bei der Ausbildung von Rissen im Material durch Beanspruchung kommt es an der Risspitze zur Phasentransformation in die monokline Form, wobei die daraus resultierende Volumenausdehnung eine dem Risswachstum entgegengerichtete Druckspannung erzeugt und eine Fraktur

weitgehend ausbleibt. Das ergibt im elastischen Grenzbereich eine höhere Widerstandsfähigkeit gegen Verformungen, was sich in einer höheren Bruchzähigkeit äußert. (Stawarczyk and Fischer, 2022, Garvie et al., 1975)

Ähnlich dem Titan eignet sich Zirkoniumdioxid als Implantat- oder Abutmentmaterial infolge der hohen Festigkeit, Korrosionsstabilität, Biokompatibilität und Fähigkeit zur Osseointegration. Durch das hohe Oxidationspotential und die gänzlich passivierte Oberfläche ist das Material ausgesprochen biokompatibel, weist eine sehr niedrige Löslichkeit gegen Laugen als auch Säuren auf und kann mechanischen, thermischen und chemischen Einflüssen gut standhalten. Mit Keramiken in Verbindung stehende mögliche allergische Reaktionen sind im Wesentlichen zu vernachlässigen. (Snétivy and Kraft, 2018)

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

	Feldspatkeramik <sup>1</sup>	Lithiumdisilikat <sup>2</sup>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <sup>3</sup>	Y-TZP <sup>4</sup>
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

<sup>1</sup> am Beispiel von IPS classic®

<sup>2</sup> am Beispiel von IPS e-max CAD®

<sup>3</sup> am Beispiel von VITA In-Ceram AL®

<sup>4</sup> am Beispiel von IPS e-max ZirCAD®

### 1.3.2.2.1 Ceralog® Implantatsystem

Ceralog® Hexalobe Implantate sind zweiteilige, aus hochreinem Yttriumoxid stabilisiertem tetragonalen Zirkoniumdioxid (Y-TZP) hergestellte, verschraubbare Keramikimplantate. Im Fertigungsprozess wird das „Ceramic Injection Molding“ (CIM) Verfahren angewandt, wodurch sie eine duale Oberflächentextur aufweisen. Der enossale Abschnitt besitzt speziell zur Anlagerung von Knochenzellen eine Mikrorauhigkeit mit einem Ra Wert von 1,6 µm. Zur verbesserten Anlagerung von Weichgewebe liegt im Halsbereich eine geringere Rauigkeit mit einem Ra Wert von 0,5 µm vor (Abbildung 2). Die Hexalobe® Implantat-Abutment-Verbindung ist rotationsstabil mit einer abgerundeten hexagonalen Form (Abbildung 3) und erlaubt durch die tangentielle Kraftübertragung eine optimale Kraftverteilung. Die

Dimensionierung der Ceralog® Hexalobe Implantate ist mit einem Durchmesser von 4 mm und einer Länge von 12 mm festgelegt. (Abbildung 4)

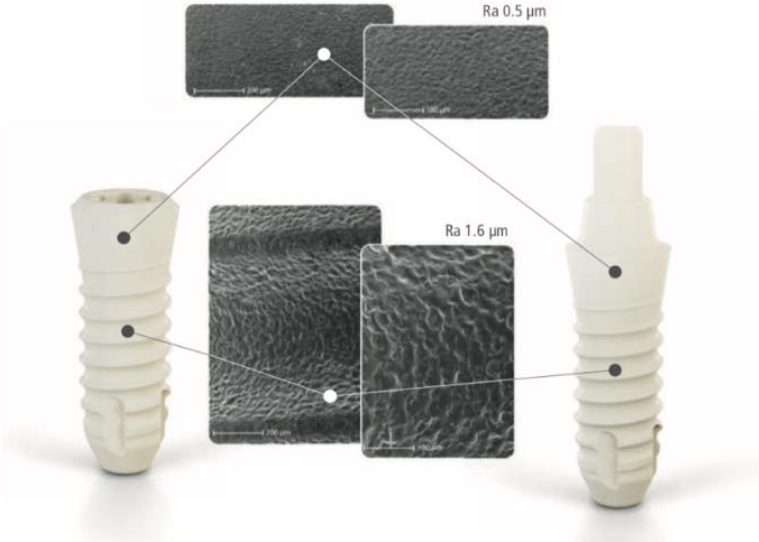


Abbildung 2: Duale Oberflächentextur von Ceralog®



Abbildung 3: Hexalobe® Implantat-Abutment-Verbindung

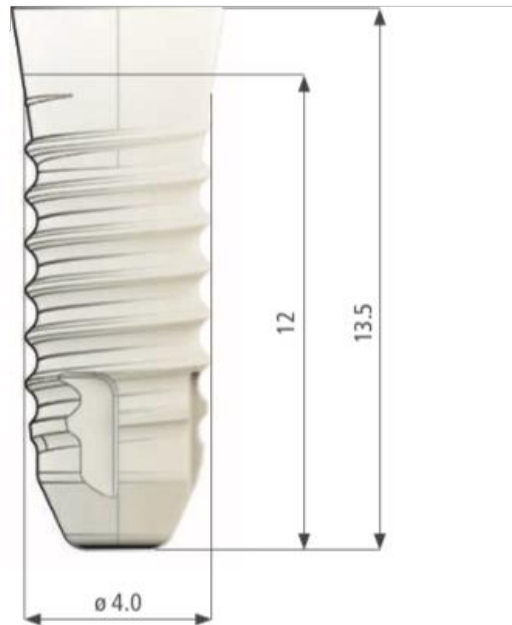


Abbildung 4: Abmessungen Ceralog® Hexalobe Implantat (mm)

### 1.3.3 Glasionomerzemente und Befestigungskomposite

Die in der Zahnmedizin vorherrschenden verschiedenen Befestigungsmaterialien dienen der temporären oder permanenten Fixierung prothetischer Versorgungen auf einem Zahnstumpf oder einem Abutment. Ihre grundlegenden Aufgaben sind: (Behr and Rosentritt, 2018)

- Abdichten der Klebefuge oder des Zementspalts zwischen Zahnstumpf/Abutment und prothetischer Versorgung
- Lagesicherung der prothetischen Versorgung unter Kaubelastung
- Übertragen der Kaukraft von der prothetischen Versorgung auf den Zahnstumpf/Abutment

Das zugrundeliegende Befestigungsprotokoll variiert bei der Verankerung einer Restauration zwischen Zahnhartsubstanz und Abutment kaum. Die größten Abweichungen lassen sich lediglich in der Vorbehandlung der Zahn- oder Abutmentoberfläche finden. Weiters wird zum Erhalt der Revisionsfähigkeit eine mittels temporärer oder semipermanenter Befestigungsmaterialien erreichte Fixierung abnehmbarer Restaurationen bevorzugt. Etwaig anfallende Materialüberstände müssen sich zudem ohne Rückstand beseitigen lassen. (Behr and Rosentritt, 2018)

Zum einen besteht die Möglichkeit einer konventionellen Befestigung. Darunter versteht man das Zementieren einer Restauration auf einen Zahnstumpf oder ein Abutment. Dabei entsteht der Halt grundsätzlich mechanisch durch Retention. Ein Konuswinkel der sich gegenüberliegenden Seitenflächen von vier bis sechs Grad, als auch eine Retentionslänge von zumindest vier Millimeter sind grundlegend für eine ausreichende mikromechanische Friktion. Zu den üblicherweise im Rahmen einer konventionellen Befestigung verwendeten Befestigungsmaterialien zählen Glasionomerezemente. Sie bestehen aus Aluminiumsilikatglas mit Fluorid- und Kalzium-Zusätzen und reagieren zusammen mit einer Polycarbonsäure ähnlich einer Säure-Base-Reaktion. In dieser Erstreaktion härtet der Zement innerhalb von zwei bis drei Minuten aus, danach ablaufende Reaktionen verbessern Stärke und Transluzenz des Befestigungsmaterials, bis die Endhärte nach etwa 48 Stunden erreicht ist. (Sidhu and Nicholson, 2016) Die ersten Glasionomerezemente erschienen 1975 am Markt und wurden seither sukzessive weiterentwickelt. Aus diesen Entwicklungen gingen beispielsweise metallverstärkte oder kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente hervor, die für den jeweiligen Anwendungsbereich optimierte Eigenschaften zeigen. (Lohbauer, 2018)

Unter adhäsiver Befestigung versteht man grundsätzlich das Kleben einer Restauration auf einen Zahnstumpf oder ein Abutment im Sinne der Säure-Ätz-Technik. Die dabei ablaufende chemische Reaktion resultiert in einem Verbund von Restauration, Zahnstumpf oder Abutment und Befestigungsmaterial zu einem Verbundwerkstoff. Die zur Anwendung kommenden Befestigungskomposite beinhalten ein Gemisch aus anorganischen Füllkörpern und einer meist auf Methacrylat basierenden organischen Polymermatrix. Diesem Gemisch werden außerdem je nach Hersteller Initiatoren, Stabilisatoren und andere Zusätze wie beispielsweise Farbpigmente beigemischt. Befestigungskomposite zeichnen sich durch gute physikalische sowie optische Eigenschaften aus und weisen im Mundmilieu keine Löslichkeit auf. Die Aushärtung der Befestigungskomposite erfolgt entweder durch Licht einer gewissen Wellenlänge, chemisch oder dual, das heißt einer Kombination aus lichtinduzierter und chemischer Aushärtung. Zur Gewährleistung einer langanhaltenden erfolgreichen adhäsiven Klebung ist Speichelfreiheit und Trockenheit des Arbeitsgebiets essentiell. Eine ausreichende Polymerisation des Befestigungsmaterials muss ebenso garantiert sein, wie auch die problemlose

Benetzbarkeit der Verbundflächen und die rückstandsfreie Entfernung von anfallenden Materialüberständen. (Frankenberger, 2018)

### 1.3.4 In der Studie verwendete Materialien

Die im Rahmen dieser Studie verwendeten Materialien sind in der nachfolgenden Tabelle zusammengetragen. (Tabelle 5)

Tabelle 5: In der Studie verwendete Materialien

Name	Material/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
IPS E.max® CAD	Lithiumdisilikat	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	X25348
CoJet™ Prep	Mikro-Strahlgerät	3M ESPE, Neuss, Deutschland	1181
CoJet™ Sand	Blast-Coating Agent	3M ESPE, Neuss, Deutschland	5978927
FujiCEM 2®	Kunststoffmodifizierter Glasionomermzement	GC, Tokio, Japan	180808A
Multilink® Automix	Dualhärtendes 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
Remanium® Star CL	Chrom-Kobalt-Legierung für Laserdrucker	Dentaurum GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland	-
VITA® Ceramics Etch	Flusssäure 5%	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	54570
Airblock™	Glycerin-Gel	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA	1801001250
Bluephase® 20i	Polimerisationslampe	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	511537

## **1.4 CAD/CAM**

Unter CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sind "alle Prozesse der Automatisierung und Halbautomatisierung von Fertigungstechniken und -technologien für restaurative und/oder prothetische Arbeiten in der Zahntechnik" zusammengefasst. (Kordaß, 2017) Diese Art der Fertigung individueller Unikate ist heutzutage fixer Bestandteil des zahnmedizinischen Behandlungsrepertoires und findet besonders im Feld der vollkeramischen Restaurationen immer häufiger Anwendung. CAD/CAM-Systeme setzen sich grundlegend aus vier Komponenten zusammen: (Zimmermann and Mehl, 2018, Kordaß, 2017)

1. 3D-Scanner: Räumliche Abtastung des präparierten Zahnstumpfs oder Abutments unter Berücksichtigung von Nachbarzähnen und Antagonisten und Digitalisierung der ermittelten Daten.
2. CAD-Einheit: Computer mit geeigneter Software zum dreidimensionalen Design der prothetischen Versorgung.
3. CAM-Einheit: Herstellung der virtuell designten Restauration entweder mittels additivem (beispielsweise 3D-Druck) oder subtraktivem (beispielsweise Fräse) Herstellungsprozess.
4. Adäquate Materialwahl: Entsprechung aller Anforderungen hinsichtlich der Fertigung als auch dem Einsatzgebiet und Milieu im Mund.

## **1.5 Hintergrund der Arbeit**

Als fixer Bestandteil der zahnärztlichen Behandlungsmöglichkeiten hat die dentale Implantologie einen sehr großen Stellenwert in der heutigen Zahnheilkunde. (Buser et al., 2017) Aufgrund der herausragenden Biokompatibilität und der sehr guten mechanischen Eigenschaften gilt Titan nach wie vor als Goldstandard für Implantatmaterialien. Dieses wird in Form von Reintitan seit etwa 40 Jahren erfolgreich verwendet (Branemark et al., 1977), woraus sich eine beachtliche Auswahl an verschiedensten Implantatsystemen entwickelt hat. In klinischen Studien profilierten sich Titanimplantate mit einer 95 prozentigen Überlebens- und Erfolgsrate für einen Zeitraum von 10 Jahren. (AlNawas et al., 2012, Buser et al., 2012, Degidi et al., 2012) Vergleichbare Ergebnisse konnten auch in Studien mit einem Beobachtungszeitraum von bis zu 22 Jahren nachgewiesen werden. (Chappuis et al., 2013, Dierens et al., 2012, Vandeweghe et al., 2016)

Durch die Entstehung von ästhetischen Komplikationen durch periimplantäre gingivale Rezessionen (Buser et al., 2017, Jung et al., 2008), als auch die andauernde Debatte über mögliche Allergien, Hypersensitivitäten oder entzündungsfördernde Effekte in Zusammenhang mit Titan (Wenz et al., 2008, Jacobi-Gresser et al., 2013), wurde die Suche nach alternativen Implantatmaterialien angeregt. Obwohl bis dato keine suffiziente Evidenz vorliegt, die einen unidirektionalen Zusammenhang zwischen der gesteigerten Titanpartikel-Konzentration in den unmittelbar zur Implantatoberfläche benachbarten Geweben (Bianco et al., 1996) sowie den nachgeschalteten Lymphknoten (Weingart et al., 1994) und diversen biologischen Komplikationen belegen (Mombelli et al., 2018), ist letztendlich das sogenannte „metal-free body concept“, also der Wunsch nach einer metallfreien Versorgung, der treibende Faktor in der Suche nach einem zu Titan alternativem Implantatmaterial. (Nishihara et al., 2019, Parmigiani-Izquierdo et al., 2017)

Als Alternative zum Implantatmaterial Titan wurde Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) vorgestellt. (Sivaraman et al., 2018, Pieralli et al., 2017) Es findet in Implantaten vorwiegend in Yttrium-stabilsierter tetragonaler polykristalliner Form (YTZP) Anwendung (Kohal et al., 2008) und zeigt im Vergleich zu Titan ähnliche Werte in Bezug auf die Osseointegration (Manzano et al., 2014, Hafezeqoran and Koodaryan, 2017) und die Weichgewebeintegration. (Thoma et al., 2015, Welander et al., 2008) Der klinische Kurzzeiterfolg wurde in Studien mit einer 95 prozentigen Überlebensrate in einem Zeitraum von 1 bis 5 Jahren belegt. (Balmer et al., 2018, Pieralli et al., 2017, Roehling et al., 2018, Spies et al., 2019) Klinische Langzeitstudien sind derzeit noch nicht verfügbar.

In den meisten Fällen handelt es sich heutzutage bei den zur klinischen Anwendung kommenden Keramikimplantaten um einteilige Implantatsysteme. (Payer et al., 2013, Cionca et al., 2017, Nishihara et al., 2019), die jedoch mit einigen Nachteilen verbunden sind. Neben einer durch die Knochenverhältnisse bedingten nicht immer optimalen Ausrichtung der Implantate, was zur Ermöglichung der prothetischen Versorgung einer Angulationskorrektur bedarf (Andreiotelli and Kohal, 2009), ist die gedeckte Einheilung einteiliger Implantatsysteme nicht möglich, wodurch es durch Weichteil- und Kaukräfte zur Belastung direkt nach der Implantation kommt. (Payer et

al., 2013) Um diese Limitationen zu umgehen, wurde folglich an der Entwicklung zweiteiliger Keramikimplantatsysteme geforscht. (Rosentritt et al., 2018)

Derzeit sind bereits einige zweiteilige Keramikimplantatsysteme im Handel erhältlich, bringen jedoch oft nur eine eingeschränkte klinische Evidenz mit sich. (Kammermeier et al., 2016) Obwohl zurzeit die Mehrheit der zweiteiligen Keramikimplantatsysteme eine geklebte Implantat-Abutment-Verbindung aufweisen (Jung et al., 2016, Kohal et al., 2013, Payer et al., 2014), geht der Trend stark in Richtung verschraubbarer Abutments. (Cionca et al., 2017) Ursächlich dafür ist trotz vielversprechender klinischer Ergebnisse geklebter Abutments aus Zirkonoxid (Payer et al., 2014, Koller et al., 2020) eine fragliche Langzeitstabilität in Bezug auf die Klebeverbindung zwischen Abutment und Implantat und mögliche durch Klebereste hervorgerufene periimplantäre proinflammatorische Effekte. (Thompson et al., 2011) Mit erwiesenem klinischen Langzeiterfolg und hervorragenden mechanischen Eigenschaften sind verschraubbare Abutments bei zweiteiligen Titanimplantaten bereits seit einigen Jahren in Verwendung. (Sailer et al., 2009a) Die gräuliche Farbe des Titanabutments kann jedoch häufig im marginalen Zahnfleischbereich zu ästhetischen Komplikationen führen. (Thoma et al., 2016) Ob der divergierenden Materialeigenschaften (Piconi and Maccauro, 1999) ist das Kopieren und Übertragen des Abutment- und Implantatdesigns von Titan auf Zirkonoxid nicht eins zu eins möglich. (Rosentritt et al., 2014) In Abwesenheit klinischer Langzeitdaten machen zumindest Kurzzeitergebnisse von Abutments aus Zirkonoxid eine vielversprechende Aussicht auf deren klinischen Erfolg. Laut einer Metaanalyse von Vechiato-Filho und seinem Forschungsteam lag bei Einzelzahnversorgungen im posterioren Bereich die 5-Jahres-Überlebensrate von Zirkonoxidabutments bei über 99 Prozent, wobei die mechanischen als auch biologischen Eigenschaften mit denen von Titanabutments vergleichbar waren. (Vechiato-Filho et al., 2016)

Insgesamt steigt die Nachfrage nach zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments bei noch niedriger klinischer Evidenz. In vorklinischen Studien wurde bei diesen Implantatsystemen jedoch im Vergleich zu einteiligen Zirkonoxidimplantaten oder zweiteiligen Titanimplantaten eine niedrigere Frakturbelastbarkeit festgestellt. (Preis et al., 2016) Dabei scheint der Bereich um die Abutmentschraube die Schwachstelle und ausschlaggebend für die gesteigerte

Frakturanfälligkeit zu sein. Für die Untersuchung einer optimalen Verbindung zweiteiliger Zirkonoxid-Implantatsysteme von Implantatkörper mit verschraubbarem Abutment werden weitere Studien benötigt.

In der dentalen Implantologie und Prothetik ergeben sich für keramische Werkstoffe ein immer breiter werdendes Einsatzgebiet, was auf immer höher werdende ästhetische Ansprüche speziell im Frontzahnbereich, aber auch auf die Verwendung von Keramiken als metallfreie Alternative oder die Entwicklungen im digitalen Fertigungsprozess (CAD/CAM) zurückzuführen ist. (Tholey et al., 2011) Mit sehr guten optischen sowie im Vergleich zur hochästhetischen Feldspatkeramik deutlich besseren mechanischen Eigenschaften eignet sich Lithiumdisilikat besonders zur Anwendung in prothetischen Versorgungen im ästhetischen Bereich. (Gracis et al., 2015) Studienergebnisse und Langzeitdaten zur prothetischen Versorgung zweiteiliger Keramikimplantatsysteme mit Vollkeramikrestaurationen sind zurzeit jedoch begrenzt. In einer Pilotstudie konnte kein signifikanter Unterschied bei prothetischen Komplikationen bezüglich des Einsatzes verschiedener Keramiken in Vollkeramikkrone auf Titanimplantaten festgestellt werden. (Kohal et al., 2009) In einer weiteren Studie wurden CAD/CAM hergestellte anteriore Zirkonoxidkronen unterschiedlich auf einteiligen Keramikimplantaten befestigt und auf deren Belastbarkeit untersucht. Die höchste Belastbarkeit wurde dabei bei Klebung mittels adhäsivem Befestigungskomposit erzielt, eine mangelnde Stabilität bot hingegen eine provisorische Befestigung. (Nueesch et al., 2019) In anderen Studien wurde die Belastbarkeit von einteiligen Keramikimplantaten bezüglich verschiedener Kronenmaterialien wie Lithiumdisilikat, Feldspat- und Hybridkeramik, als auch verschiedener Befestigungsmaterialien wie temporärer Zement, kunststoffmodifizierter Glasionomierzement oder Komposit untersucht. (Kohal et al., 2015, Rohr et al., 2015, Zaugg et al., 2017) Nach einer Studie von Nishihara ist die Beeinflussung der Belastbarkeit ein- und zweiteiliger Keramikimplantate durch verschiedene Kronen- und Befestigungsmaterialien noch ungewiss. (Nishihara et al., 2019) In einer aktuellen Meta-Analyse wurde mitunter der klinische Outcome von Vollkeramik Einzelkronen auf Keramikimplantaten analysiert. Dabei wurde die 5-Jahre-Überlebensrate der Keramikimplantate mit 94 Prozent und die der monolithischen Lithiumdisilikat Einzelkronen mit 100 Prozent angegeben. Aufgrund der nur begrenzten verfügbaren Daten konnten jedoch nur Tendenzen festgestellt werden. (Spitznagel et al., 2022)

Es werden folglich weitere Untersuchungen und Daten über die prothetische Versorgung zweiteiliger Keramikimplantate mit verschraubbaren Abutments benötigt.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign und Ablauf**

Die vorliegende Arbeit baut auf den Ideen, Studienprotokollen und Ergebnissen der Diplomarbeit „Prothetische Komplikationen von Vollkeramikkrone auf zweiteiligen Keramikimplantaten nach künstlicher Alterung“ von DDr. Reinisch MA auf. Während in der Vorgängerstudie die gealterten Proben primär auf prothetische Komplikationen untersucht wurden, wird in dieser Studie die Frakturbelastbarkeit der gealterten Proben analysiert. Siehe dazu auch „Reinisch, M., Prothetische Komplikationen von Vollkeramikkrone auf zweiteiligen Keramikimplantaten nach künstlicher Alterung, 2020, Diplomarbeit, Medizinische Universität Graz“.

Im Rahmen einer experimentellen in-vitro Untersuchung wurden 40 einem linken oberen zentralen Inzisivus nachempfundenen Lithiumdisilikatkrone (N=40) anhand standardisierter Befestigungsprotokolle auf zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments befestigt und in vier Gruppen aufgeteilt.

- Gruppe 1 (n=10) und Gruppe 3 (n=10) wurden mit einem adhäsiven Befestigungssystem (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) befestigt.
- Gruppe 2 (n=10) und Gruppe 4 (n=10) wurden mit einem kunststoffverstärkten Glasionomermazement (FujiCEM 2®, GC, Tokio, Japan) befestigt.

Die 20 Proben der Gruppen 1 und 2 wurden in der Vorgängerstudie von Reinisch einer künstlichen Alterung von fünf Jahren unterzogen, indem sie einer thermomechanischen Belastung ausgesetzt wurden. Dabei kam es in der Gruppe 2 bei einer Probe zu einem Abutmentbruch, weshalb dieses Exemplar in der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt und nur 19 Proben aus der Vorgängerstudie weiterverwendet wurden. Die 20 fabrikneuen Implantate der Gruppen 3 und 4 wurden keiner künstlichen Alterung unterzogen und dienten als Referenzgruppen. Bei der Kroneherstellung für die fabrikneuen Proben wurde durch ein Softwareproblem der Fräsvorgang bei einer Krone abgebrochen, weshalb nur 19 der 20 fabrikneuen Implantate mit Kronen versorgt werden konnten. Es standen folglich insgesamt 38 Proben (19 künstlich gealterte und 19 fabrikneue) für die Untersuchung der Frakturbelastbarkeit zur Verfügung. (Abbildung 5) Um standardisierte

Untersuchungsvoraussetzungen zu ermöglichen, wurden alle Protokolle aus der Vorgängerstudie zur Vorbereitung der Implantate, Zusammensetzung der Implantate mit den Abutments, Kronenherstellung und Kronenbefestigung strengstens eingehalten.

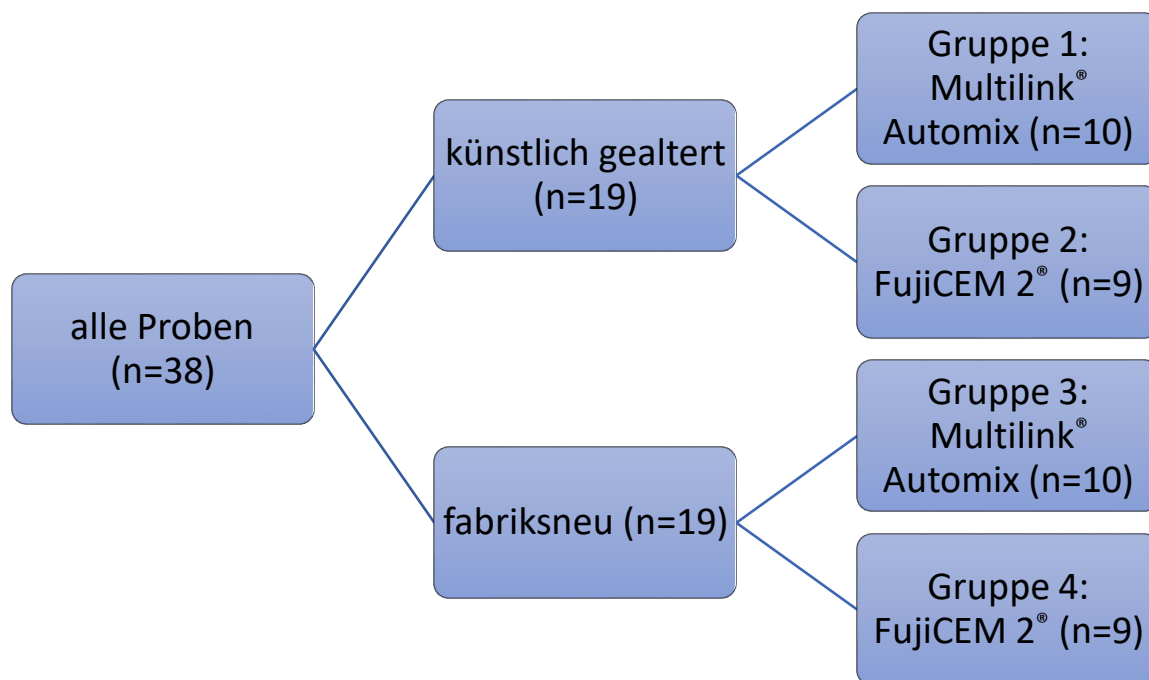


Abbildung 5: Übersicht der verwendeten Gruppen und Probenzahl

Alle 38 Proben wurden im Winkel von 135° zur Implantatachse bis zur Fraktur belastet. Die dabei aufgetretene absolute Bruchkraft und das dabei entstandene Drehmoment wurden aufgezeichnet und statistisch sowohl deskriptiv als auch explorativ ausgewertet.

## 2.2 Ziel, Hypothese und Zielgrößen

Ziel der vorliegenden Studie war, die in-vitro Frakturbelastbarkeit von mit Lithiumdisilikatkronen versorgten zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten in Abhängigkeit einer künstlichen Alterung zu untersuchen und herauszufinden, ob die Kronenbefestigungsart Einfluss auf die Frakturbelastbarkeit hat.

Als Hypothese der Studie wurde formuliert,

1. dass die Frakturbelastbarkeit von zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten, welche mit einer CAD/CAM hergestellten, anterioren, monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf einem verschraubbaren Abutment versorgt wurden, durch eine künstliche Alterung von fünf Jahren im Vergleich zu fabrikneuen abnimmt.

Die Nebenhypothese der Studie ist,

2. dass die Frakturbeständigkeit (Belastungsmaxima) der zweiteiligen verschraubbaren Keramikimplantate gegen intraorale Kaukräfte für einen Zeitrahmen von zumindest fünf Jahren ausreicht.

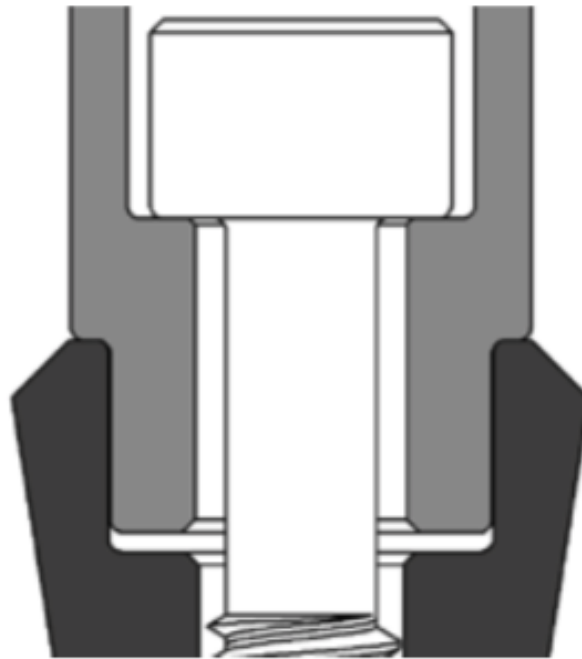
Die Zielgrößen wurden wie folgt definiert:

1. Hauptzielgröße: Unterschiede in der Frakturbelastbarkeit zwischen künstlich gealterten und fabrikneuen Implantaten
2. Nebenzielgröße: Unterschiede in der Frakturbelastbarkeit aufgrund der Kronenbefestigungsart

### **2.3 Implantat-Abutment-Zusammensetzung**

Alle Implantate wurden jeweils mit einem individualisierten Dedicam® Zirkoniumdioxidabutment versorgt. Diese wurden aus dichtgesintertem Zirkoniumdioxid (Y-TZP) in einem Dedicam® Fertigungszentrum unter Berücksichtigung der herstellerseitigen Konstruktionsgrenzen gleichartig nach den folgenden Vorgaben konstruiert und gefräst (Abbildung 6):

- 0° Abwinkelung zwischen der Schraubenachse und der prothetischen Achse
- Mindestens 0,65 mm Wandstärke in lasttragenden Regionen
- Rundungen mit einem Mindestradius von 0,5 mm
- Zirkuläre Stufenpräparation mit einer Breite von zumindest 0,6 mm und einem Mindestradius Innen von 0,5 mm und Außen von 0,1 mm
- Mindestens 0,5 mm Bauhöhe über dem Schraubenkopf



*Abbildung 6: Schnittansicht der Implantat-Abutment-Verbindung (DEDICAM®)*

Vor der Zusammensetzung der Implantate mit den Abutments wurden die Implantat-Innenkonfiguration, die Implantatschulter und das Abutment mit ölfreiem Wasser und ölfreier Luft gesäubert und nachfolgend mit einer Befestigungsschraube aus Titan verschraubt. Dabei wurden zur Fixierung der Abutments die Abutmentschrauben definitiv mit einem Drehmoment von 25 Ncm verschraubt und nach fünf Minuten mit demselben Drehmoment nachgezogen.

## **2.4 Kronenherstellung**

Für die Herstellung der Kronen wurde ein Ceralog® Hexalobe Implantat mit Peripheriewachs in ein exemplarisches Oberkiefer-Gipsmodell anstatt des fehlenden Zahnes 21 eingebettet. Ein individualisiertes Dedicam® Abutment wurde eingesetzt und zur besseren Auflösung wurde die Oberfläche mit einem Kontrast Spray leicht benetzt (IPS Contrast Spray Labside, Ivoclar Vivadent AG). Mit einem optischen Intraoral-Scanner (Cerec Omnicam, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) wurden die Dimensionen des Abutments gescannt und mittels CAD-Software (Abbildung 7)

(Cerec SW 4.5.2, Dentsply Sirona) ein linker oberer zentraler Inzisivus digital konstruiert und anschließend gefräst (Cerec inLab MCXL, Dentsply Sirona).

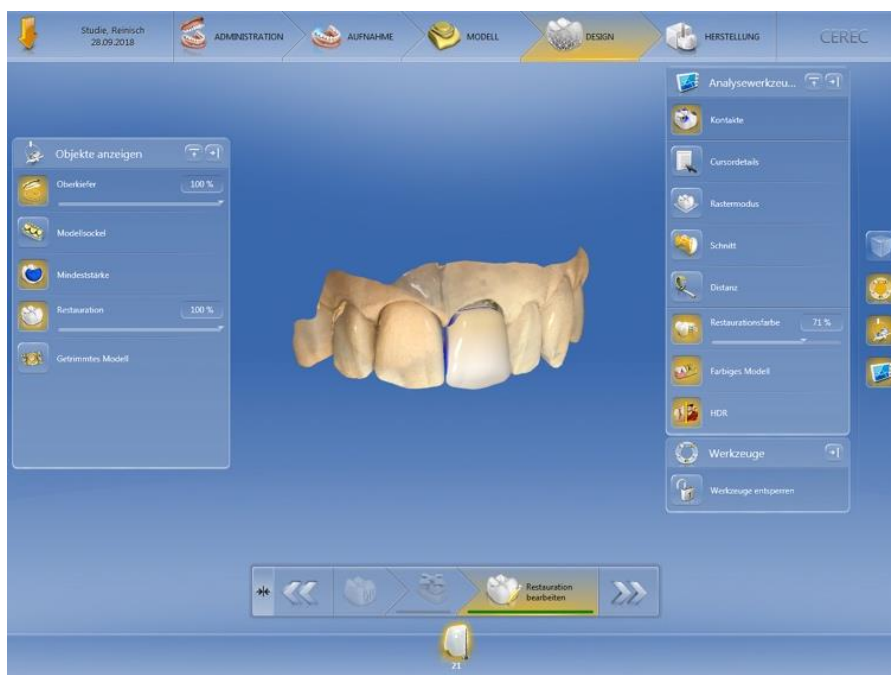


Abbildung 7: Kronendesign in CAD-Software

Insgesamt wurden auf diese Weise 20 Kronen aus Lithiumdisilikat (IPS E.max CAD/MO 2/C14, Ivoclar Vivadent AG) mit identem Design und identer Dimension für die Vorgängerstudie und 20 idente Kronen anhand des gleichen STL-Datensatzes für die vorliegende Studie hergestellt (Abbildung 8). Durch ein Softwareproblem wurde der Fräsvorgang während der Fräsung der 20 „neuen“ Kronen bei einer Krone abgebrochen, weshalb nur 19 der 20 fabrikneuen Implantate mit einer Krone versorgt und für die weiteren Prüfungen miteinbezogen werden konnten.

Mit einem Diamantbohrer wurden anschließend die palatinal positionierten Fräszapfen vom gleichen Untersucher entfernt und poliert. Nachfolgend wurden die Kronen gesintert (Tabelle 6) (Programat EP 5010, Ivoclar Vivadent AG) und für die Befestigung an den Abutments vorbereitet, indem sie mit ölfreiem Wasser und ölfreier Luft gesäubert und mit 96 prozentigem Ethanol entfettet wurden.

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

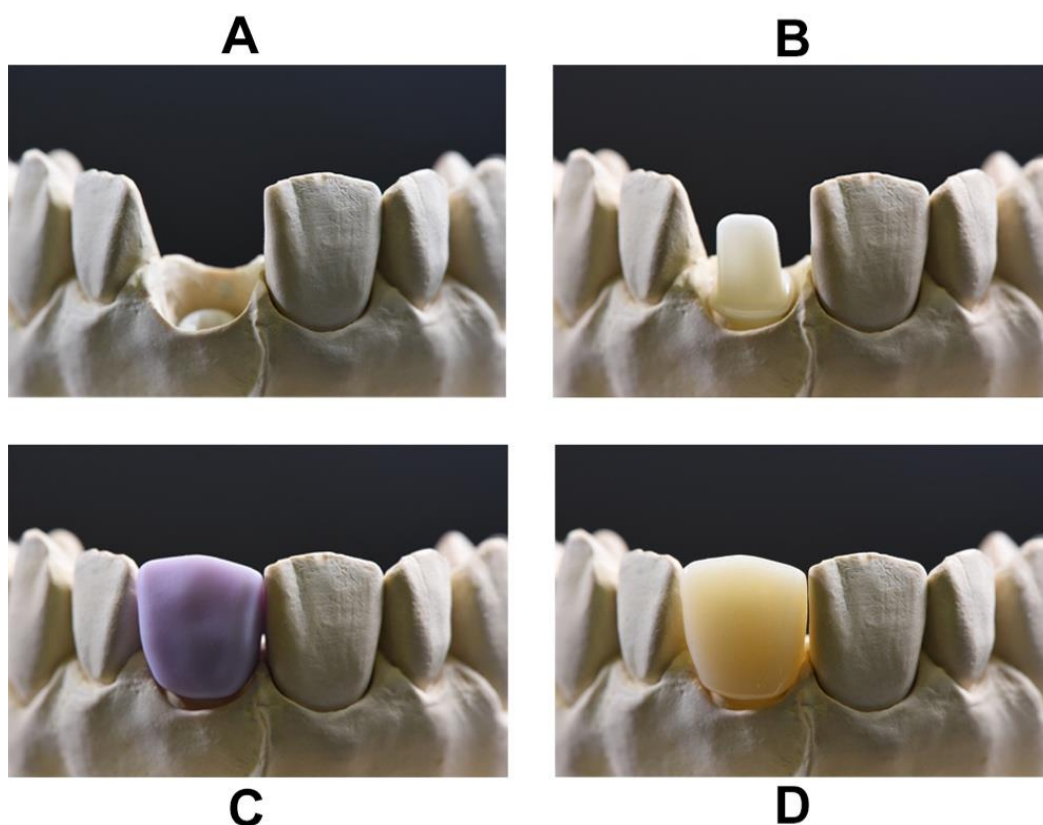


Abbildung 8: Kronenherstellung

- A) Implantat mit Peripheriewachs eingebettet in Zahnlücke 21
- B) Abutment mit Implantat verschraubt
- C) Lithiumdisilikatkrone ungesintert
- D) Lithiumdisilikatkrone gesintert

## 2.5 Befestigungsprotokoll

Von den 19 Kronen, die der Versorgung der fabrikneuen Implantate dienen, wurden 10 Kronen mit Multilink® Automix und 9 mit FujiCEM 2® streng nach Herstellerangaben und entsprechend der Befestigungsprotokolle aus der Vorgängerstudie an den Abutments fixiert.

### **2.5.1 Multilink® Automix**

Zur Konditionierung der Klebeflächen wurden die Innenflächen der Kronen mit 5 prozentiger Flusssäure für 20 Sekunden geätzt, für 60 Sekunden mit ölfreiem Wasser abgespült und danach für 20 Sekunden mit ölfreier Luft getrocknet. Als Haftsilan wurde Monobond® Plus für 60 Sekunden aufgetragen und mit ölfreier Luft verblasen.

Die Klebeflächen der Abutments wurden mit Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) in 30  $\mu\text{m}$  Korngröße unter 1 bar Druck aufgeraut und mit ölfreiem Wasser und ölfreier Luft von Sandrückständen gesäubert. Zum Verschluss der Schraubkanäle wurden Schaumstoffpellets (Pele Tim, Voco, Cuxhaven, Deutschland) eingebracht und anschließend wurde wiederum Monobond® Plus für 60 Sekunden appliziert und mit ölfreier Luft verblasen. Danach wurde Multilink® Primer A+B im Verhältnis 1:1 gemischt, für 30 Sekunden aufgetragen und mit ölfreier Luft verblasen.

Anschließend wurde das Innere der Kronen mit Multilink® Automix befüllt und diese mit mäßigem Fingerdruck auf die Abutments aufgesetzt und fixiert. Es wurden mit einer Polymerisationslampe (Bluephase® 20i, Ivoclar Vivadent AG) im High-Power Modus die Kleberüberstände von vier Seiten für jeweils eine Sekunde angehärtet und danach mit einem Scaler (Universalscaler M23, Deppeler SA, Rolle, Schweiz) beseitigt. Glyceringel (Airblock™, Dentsply Sirona) wurde als Sauerstoffinhibitionsschicht appliziert und mit derselben Polymerisationslampe wurde von vier Seiten für jeweils 20 Sekunden ausgehärtet. Die Proben wurden anschließend mit ölfreiem Wasser und ölfreier Luft gereinigt und zur vollständigen Auspolymerisation des dual-härtenden Klebers in isotoner Kochsalzlösung bei 37° Celsius für 24 Stunden gelagert. (Blumer et al., 2015)

### **2.5.2 FujiCEM 2®**

Die Konditionierung der Klebeflächen erfolgte analog dem unter 2.5.1. beschriebenen Ablauf. Die Kroneninnenflächen wurden mit 5 prozentiger Flusssäure für 20 Sekunden geätzt und nach 60 sekündiger Spülung mit ölfreiem Wasser für 20 Sekunden mit ölfreier Luft getrocknet.

Die Abutment-Klebeflächen wurden wiederum mit Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) in 30  $\mu\text{m}$  Korngröße unter 1 bar Druck aufgeraut und Sandrückstände mit ölfreiem Wasser und

ölfreier Luft beseitigt. Zum Verschluss der Schraubkanäle wurden Schaumstoffpellets (Pele Tim, Voco, Cuxhaven, Deutschland) eingebracht.

Das Kronenlumen wurde mit FujiCEM 2<sup>®</sup> befüllt und die Restaurationen wurden mit mäßigem Fingerdruck für vier Minuten und 30 Sekunden auf die Abutments aufgesetzt und fixiert. Nach zwei Minuten wurden die Zementüberstände bei gelee-artiger Konsistenz mit einem Scaler (Universalscaler M23, Deppeler SA) entfernt und der Randschluss kontrolliert. Auch diese Proben wurden zur vollständigen Aushärtung des Zements in isotoner Kochsalzlösung bei 37° Celsius für 24 Stunden gelagert. (Blumer et al., 2015)

*Tabelle 7: Befestigungsprotokoll (nach Reinisch, 2020)*

	Multilink <sup>®</sup> Automix	FujiCEM 2 <sup>®</sup>
Vorbehandlung Krone	Flusssäure: 20 s Spülung mit H <sub>2</sub> O: 60 s Trocknung mit Luft: 20 s	
	Monobond <sup>®</sup> Plus: 60 s Trocknung mit Luft	- -
Vorbehandlung Abutment	CoJet <sup>™</sup> (30 µm) Spülung mit H <sub>2</sub> O Trocknung mit Luft Schraubkanal verschließen	
	Monobond <sup>®</sup> Plus: 60 s Trocknung mit Luft	- -
	Multilink <sup>®</sup> Primer A+B: 30 s Trocknung mit Luft	- -
Mischen	Multilink <sup>®</sup> Automix	FujiCEM 2 <sup>®</sup>
Befestigung	Mit Fingerdruck zusammenführen	
	Lichthärten: 4 x 1 s (1200mW/cm <sup>2</sup> )	2 min warten
	Überschüsse entfernen	
	Airblock <sup>™</sup> Lichthärten: 4 x 20 s (1200mW/cm <sup>2</sup> )	- 2 min 30 s warten
	Politur	

## 2.6 Probenhalterung

Die künstlich zu alternden Proben wurden einer Temperaturwechselbadbelastung unterzogen und anschließend für die Kausimulation speziell in einem selbsthärtenden Acrylharz mit einem Elastizitätsmodul von ungefähr 12 GPa (Pattern Resin™ LS, GC America Inc., Alsip, Illinois, USA) eingebettet. Um dabei eine möglichst physiologische Situation unter Berücksichtigung einer Alveolarknochenresorption von etwa ein bis zwei Jahren post implantationem zu simulieren, wurden die Implantate 1,5 mm epikrestal in die Einbettform inseriert. (Abbildung 9) Zusätzlich wurde die Probenhalterung am unteren Ende mit einem Winkel von 45 Grad abgeschrägt, um die physiologische Angulation der Oberkiefer und Unterkiefer Inzisivi zueinander wiederzugeben. (Abbildung 10)



Abbildung 9: 1,5mm epikrestale Position



Abbildung 10: Acrylharz-Einbettung einer gealterten Probe

Diese Probenhalterung aus Acrylharz konnte für den anschließenden Versuchsaufbau zur Frakturbelastung aufgrund der folgenden drei Gründe jedoch nicht weiterverwendet werden:

- 1) Der Elastizitätsmodul von Pattern Resin™ LS war zu gering, weshalb sich die Proben bei Belastung im Winkel von 135° innerhalb der Einbettung in Druckrichtung verschoben.
- 2) Das Frakturgeschehen (Frakturgeräusch; entsprechende Entwicklung des Graphen im Kraft-Auslenkungs-Diagramm) konnte nicht eindeutig der Probe oder der Probenhalterung zugeordnet werden.
- 3) Die Adaptation der Proben war nicht möglich. Diese war beispielsweise bei der Fraktur des Abutments nötig, um die Probe neu zu positionieren und das Implantat zu frakturieren.

Die künstlich gealterten Proben wurden folglich mit einer Hartmetallfräse (Nordwest Dental GmbH & Co. KG, Münster, Deutschland) aus dem Acrylharz herausgefräst. Dabei wurde besonders darauf geachtet, die Implantatoberfläche nicht zu touchieren und dadurch zu beschädigen. Es wurden diametral Einkerbungen in die Einbettform gefräst, die daraufhin mit einem Gipsmesser (Henry Schein Dental Austria GmbH, Wien, Österreich) auseinandergespreizt wurden, wodurch die Proben ohne großen Kraftaufwand aus dem Pattern Resin™ LS entfernt werden konnten.

Um die Adaptation der Proben bezüglich der Positionierung im weiteren Versuchsablauf zu ermöglichen, wurde eine zweiteilige Probenhalterung designed. Dazu wurden mittels der Software „3Shape Dental Designer“ (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) ein „U-förmiger“ Unterteil (l: 40 mm, b: 20mm, h: 20mm) mit einer Wandstärke von 5 mm und ein exakt passender Oberteil (l: 30 mm, b: 20 mm, h: 15 mm) konstruiert. In der Trennebene von Ober- und Unterteil wurde das Negativprofil des Implantats (l: 12mm, d: 4mm) eingebettet, um die Proben spannungsfrei aber starr zu fixieren. Beim Design des Negativprofils wurde außerdem vergleichbar zur vorherigen Einbettung darauf geachtet, eine Insertionstiefe der Implantate von 1,5 mm epikrestal einzuhalten. (Abbildung 11)

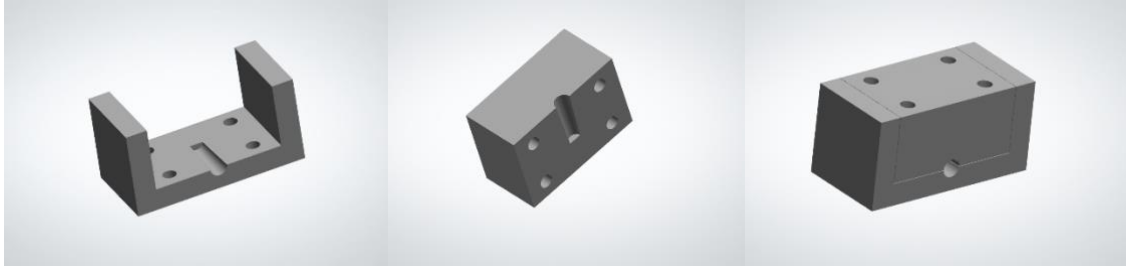


Abbildung 11: Konstruktion der Probenhalterung

Das Material der Probenhalterung wurde so gewählt, dass das Wandern der Proben innerhalb der Einbettform verhindert wurde und das Frakturgeschehen in weiterer Folge eindeutig der Probe, respektive dem Implantat zugeordnet werden konnte. Dazu wurde eine Chrom-Kobalt (Cr-Co) Legierung (Remanium® star CL, Dentaurum-GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) mit einem Elastizitätsmodul von 230 GPa verwendet. Zu Versuchszwecken wurden beide Probenhalterungshälften zuerst aus optiprint guide 385/405/HR (dentona AG, Dortmund, Deutschland) mit dem ASIGA Pro2™ (ASIGA, Alexandria, NSW, Australien), und anschließend die definitive Probenhalterung aus der Cr-Co Legierung mit dem Concept Laser Mlab cusing (WESTCAM Datentechnik GmbH, Mils bei Hall, Österreich) 3D-gedruckt. (Abbildungen 12 und 13)

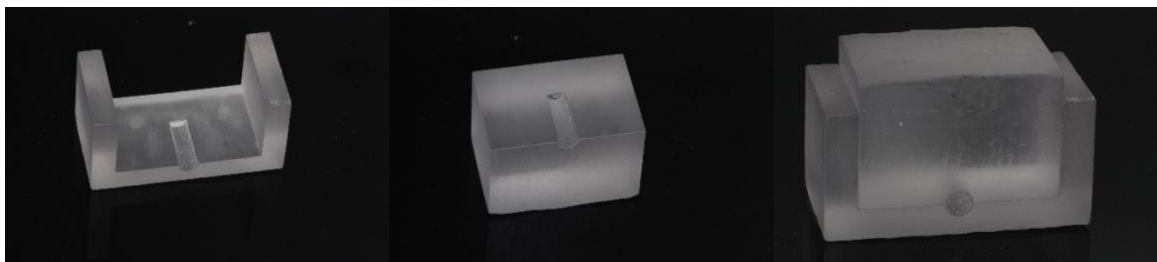


Abbildung 12: Probenhalterung aus Kunststoff

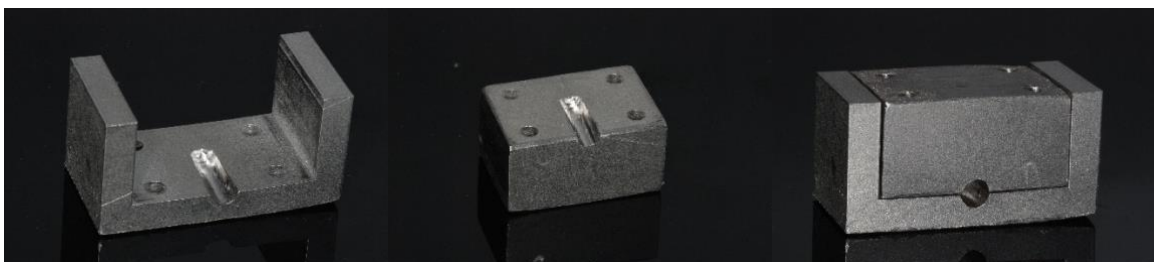


Abbildung 13: definitive Probenhalterung aus Cr-Co-Legierung

## 2.7 Frakturbelastung

Als Vorbereitung zur Frakturbelastung wurde ein schwenkbarer Schraubstock in der Zug- und Druckprüfmaschine ElectroPuls® E10000 LT (Instron, Norwood, MA, USA) positioniert und verschraubt. Mit dem Schraubstock wurden die beiden Probenhalterungshälften zueinander fixiert und ein Prüfwinkel von 135 Grad (= Winkel zwischen Prüffinger und Probenachse) eingestellt. Anschließend wurden die Proben wie zuvor beschrieben 1,5 mm epikrestal in der Probenhalterung positioniert und mithilfe des Schraubstocks handfest eingespannt. Vor Prüfbeginn berührte der Prüffinger (Vollzylinder mit  $d = 1\text{ cm}$ ) den obersten Punkt der Probe mit einer Vorspannung zwischen 5-50 Newton. Während des Prüfvorgangs betrug die Vorschubgeschwindigkeit 1 mm/min. (Abbildungen 14 und 15)

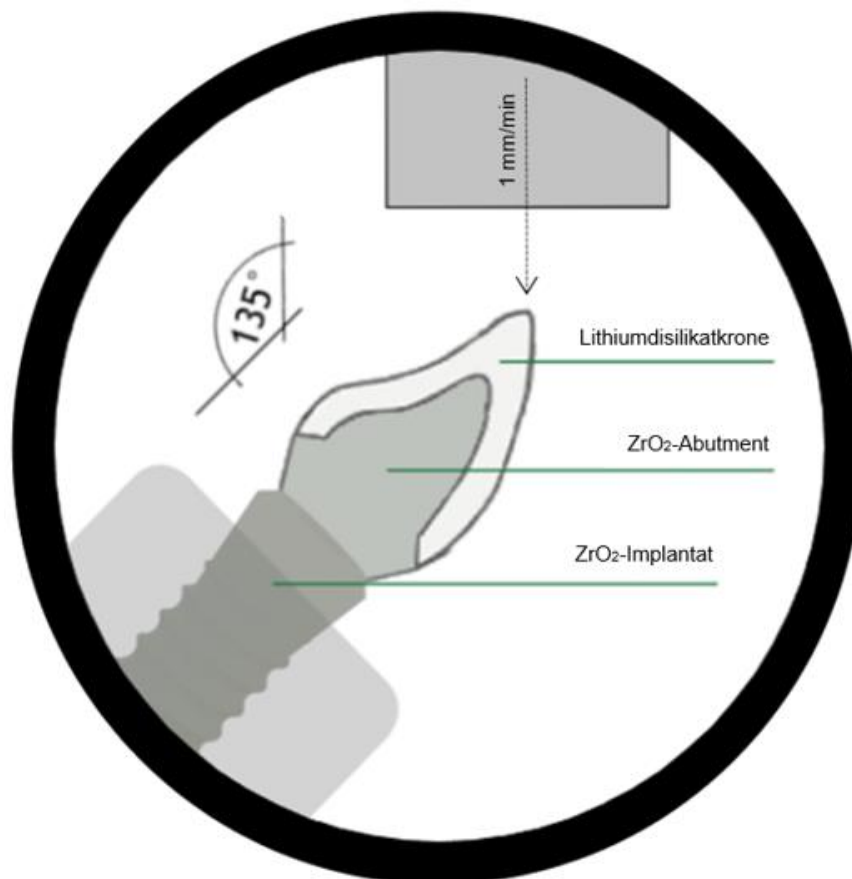
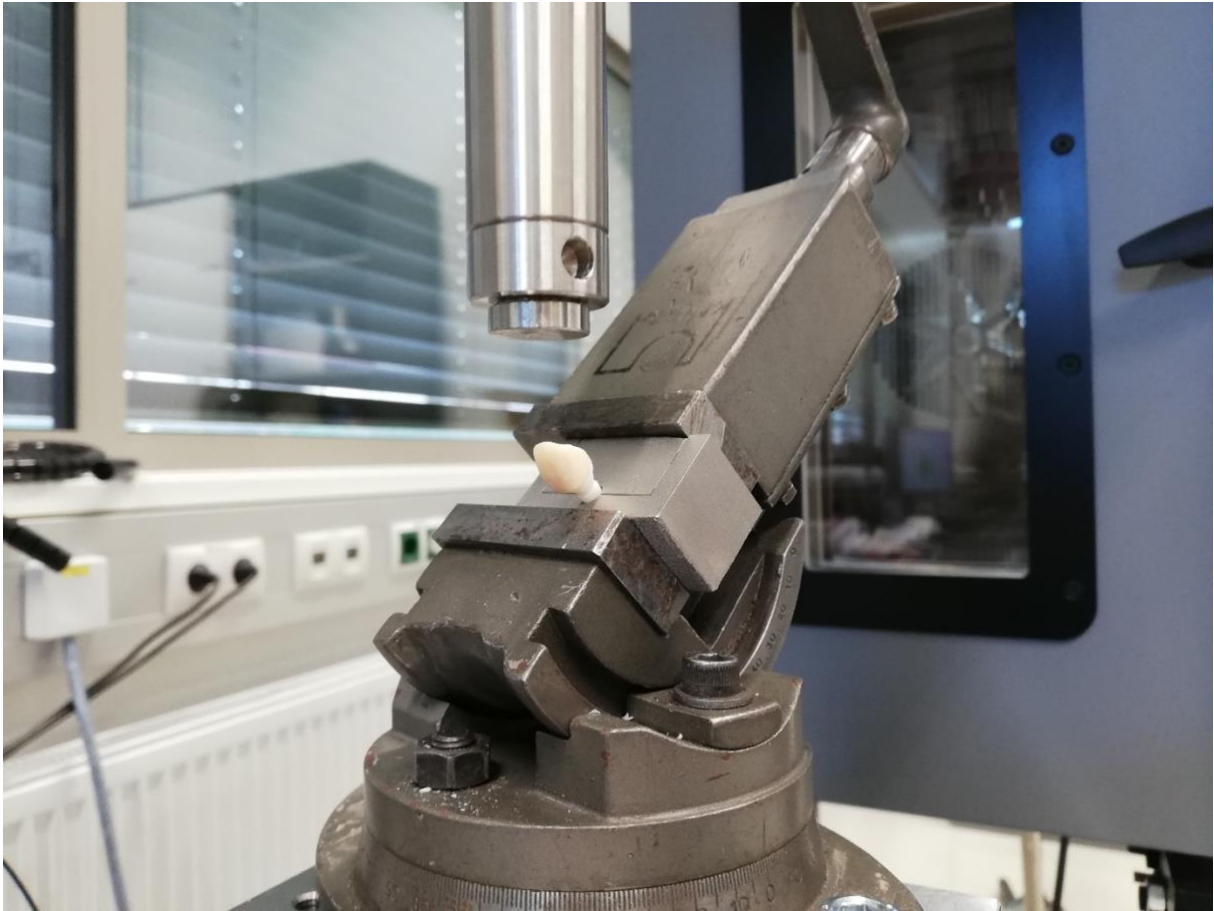


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Frakturbelastung

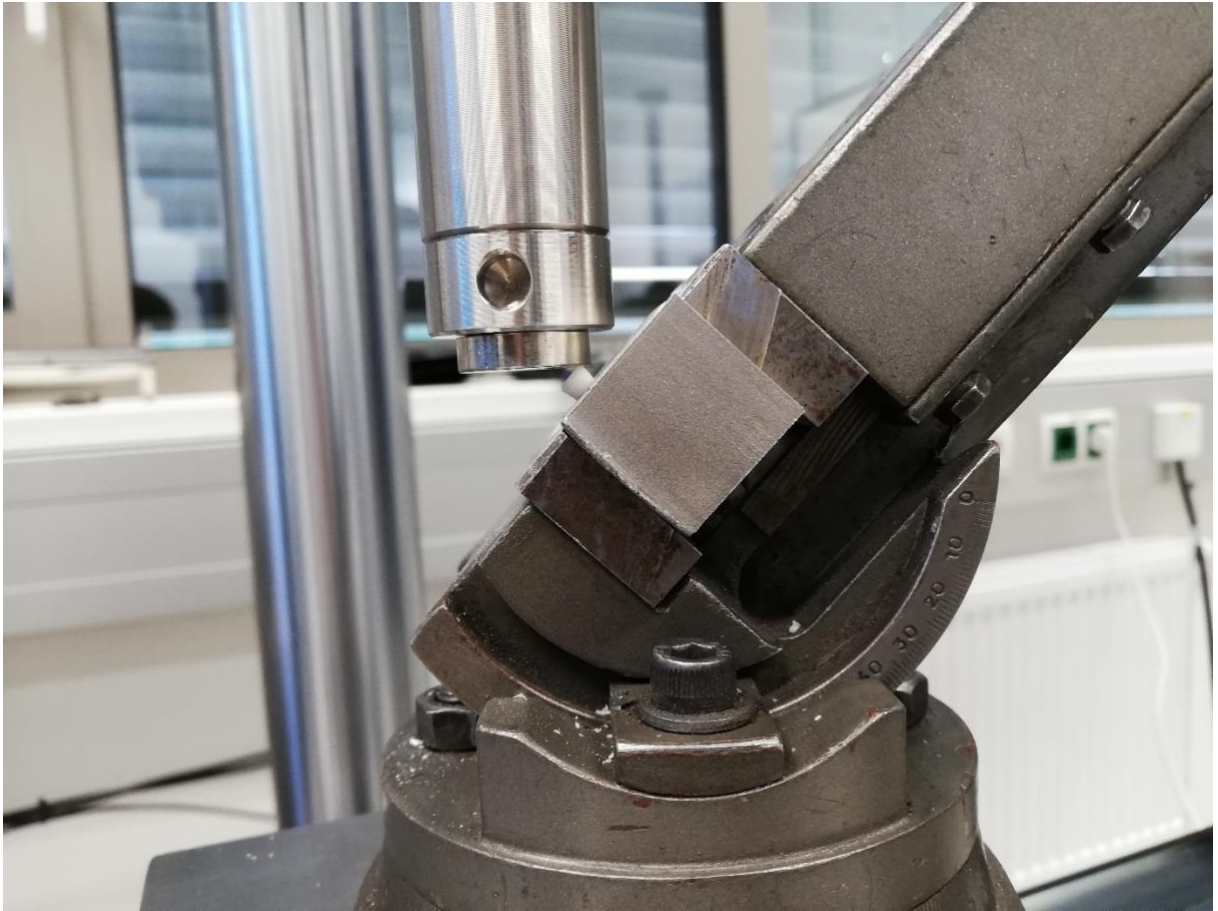


*Abbildung 15: Aufbau der Frakturbelastung*

Mit diesen Einstellungen wurden alle Proben nacheinander bis zur Fraktur belastet. Dabei traten zwei Ereignisse auf:

- Es kam zur Fraktur des Abutments bei intaktem Implantat.
- Es kam zur Fraktur des Implantats bei intaktem Abutment und Krone.

Kam es bei einer Probe zu einem Abutmentbruch, wurden die in der Implantat-Innenkonfiguration verbliebenen Materialreste des Abutments und die Abutmentschraube entfernt. Das intakte Implantat wurde mit ölfreier Luft von Keramiksplittern und sonstigen Rückständen gereinigt und aufgrund der Dimension des Prüffingers 3 mm epikrestal in der Probenhalterung positioniert und erneut eingespannt. Danach wurde das Implantat unter denselben Bedingungen wie zuvor bis zur Fraktur belastet. (Abbildung 16)



*Abbildung 16: 3 mm epikrestal positioniertes Implantat*

## **2.8 Aufbereitung der Daten**

Der Fortschritt und die Ergebnisse der Frakturbelastung wurden simultan zum Prüfvorgang in einem Kraft-Auslenkungs-Diagramm aufgezeichnet (beispielhaft Abbildungen 17 und 18) und die jeweiligen Werte an Kraft und Auslenkung für die weitere Auswertung in einer Excel Tabelle mitdokumentiert.

Die gewonnenen Daten der unterschiedlichen Gruppen wurden hinsichtlich der Frakturbelastbarkeit mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests miteinander verglichen. Zur statistischen Auswertung diente dabei die Software SPSS Statistics. (Version 25, IBM, Armonk, USA) Als Signifikanzniveau wurde  $\alpha = 0,05$  bestimmt.

Aufgrund der teilweise geringen Anzahl an Proben konnten nicht alle Gruppen in die Statistik miteinbezogen werden. Deshalb erfolgte die Auswertung primär deskriptiv.

### Abutmentbruch Gruppe 4

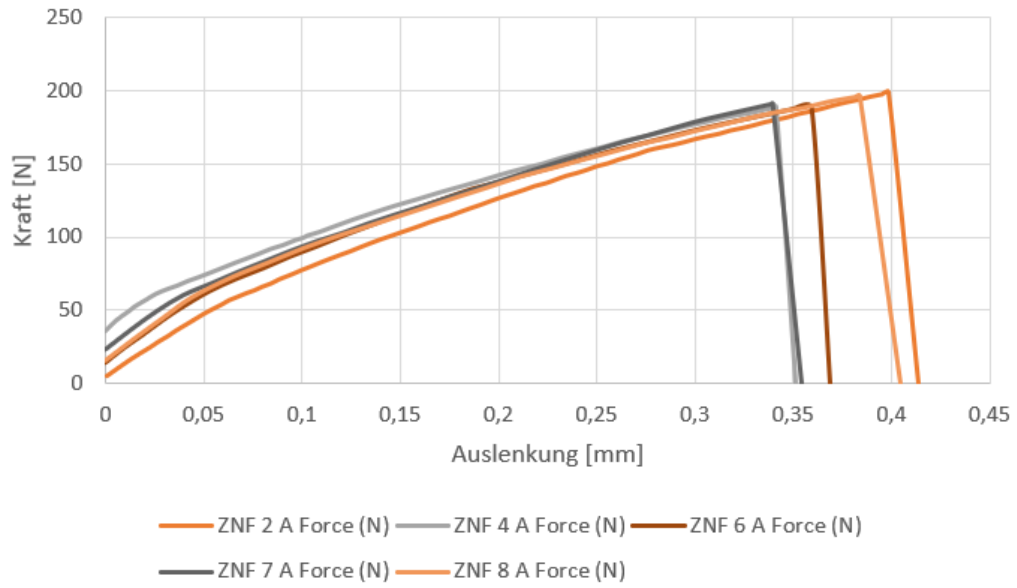


Abbildung 17: Kraft-Auslenkungs-Diagramm Abutmentbruch Gruppe 4

### Totalbruch Gruppe 1

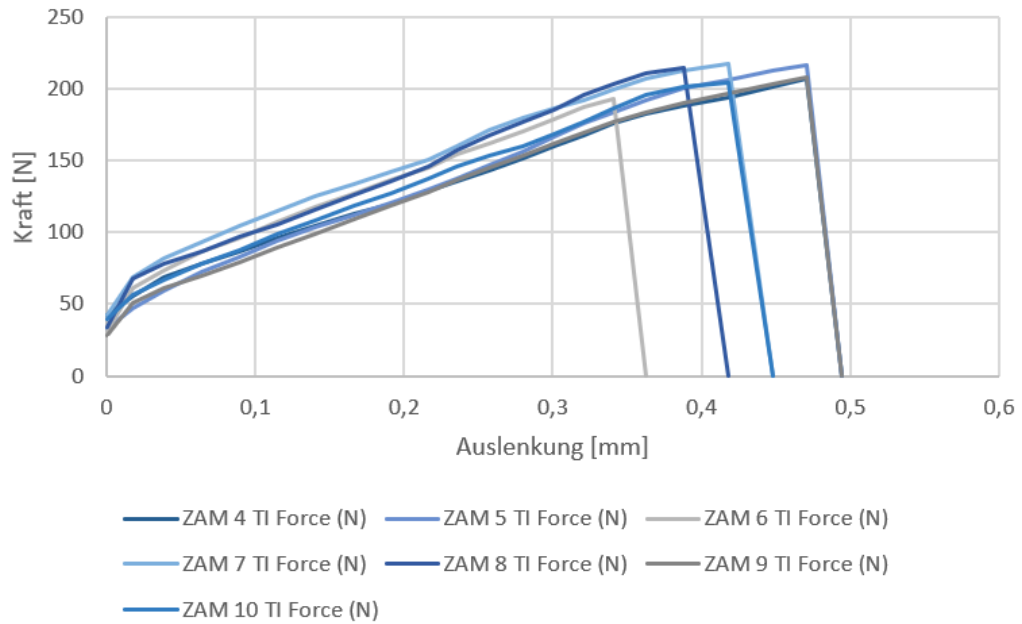


Abbildung 18: Kraft-Auslenkungs-Diagramm Totalbruch Gruppe 1

### 3 Ergebnisse

Während der Frakturbelastung kam es bei insgesamt sieben Proben zu einer vorzeitigen Fraktur, wobei die tatsächliche Bruchkraft vom Prüfgerät nicht erfasst wurde. Diese Messstörungen teilten sich auf die Gruppen 1 und 2 mit jeweils einer Probe, auf die Gruppe 3 mit 2 Proben und Gruppe 4 mit 3 Proben auf und konnten im weiteren Verlauf nicht in die statistische Analyse miteinbezogen werden. Es standen folglich insgesamt 31 Proben zur Auswertung zur Verfügung. Diese wurden neben den vier Hauptgruppen zusätzlich nach dem oben beschriebenen Frakturgeschehen in drei Subgruppen unterteilt:

- Abutmentbruch: Fraktur des Abutments bei intaktem Implantat
- Implantatbruch: Fraktur des Implantats nach erfolgtem Abutmentbruch
- Totalbruch: Fraktur des Implantats bei intaktem Abutment

Innerhalb der einzelnen Subgruppen trat jeweils ein nahezu gleichbleibendes Frakturmuster auf. Kam es zu einem Abutmentbruch, frakturierte dieses etwa 1 mm oberhalb der Implantatschulter (Abbildung 19). Der Frakturspalt verlief dabei von palatinal nach bukkal hin leicht abfallend rund um die Abutmentschraube herum, welche ungeachtet des Frakturgeschehens ausnahmslos bei allen Proben intakt blieb. Beim Implantatbruch kam es in allen Fällen zu einer Zersplitterung des Implantats, deren Ausdehnung der Länge des Innengewindes für die Abutmentschraube entsprach (Abbildung 20). Im Falle eines Totalbruchs brach das Implantat etwa 4 mm unterhalb der Implantatschulter mit einem horizontal im rechten Winkel zur Implantatachse verlaufenden Frakturspalt sowie einer frakturierten bukkalen Lamelle (Abbildung 21).



*Abbildung 19: Abutmentbruch*



*Abbildung 20: Implantatbruch*



*Abbildung 21: Totalbruch*

### **3.1 Analyse der Frakturbelastbarkeit in Abhängigkeit der Probenalterung**

Eine wesentliche Änderung im Frakturverhalten konnte zwischen den fabrikneuen und den gealterten Proben beobachtet werden. Bei den 14 zur weiteren Auswertung herangezogenen fabrikneuen Implantate kam es bei 71,4 Prozent der Proben zu einer Fraktur des Abutments bei intaktem Implantat und bei 28,6 Prozent zu einer Fraktur des Implantats bei intaktem Abutment. Bei den 17 künstlich gealterten Implantaten kam es dagegen bei 17,6 Prozent der Fälle zu einer Fraktur des Abutments bei intaktem Implantat und bei 82,4 Prozent zu einer Fraktur des Implantats bei intaktem Abutment.

Aufgrund des unterschiedlichen Frakturverhaltens der Gruppen 1 und 2 und der Gruppen 3 und 4 sowie der daraus resultierenden stark variierenden Fallzahl in den jeweiligen zur Analyse herangezogenen Subgruppen, konnten die tatsächlichen Frakturkräfte der künstlich gealterten und der fabrikneuen Proben nicht aussagekräftig statistisch ausgewertet und nur bedingt miteinander verglichen werden.

In den Gruppen 1 und 2 kam es bei drei von 17 Proben zu einem Abutmentbruch. Dabei frakturierten die Abutments im Mittel bei einer absoluten Bruchkraft von 250,3 Newton mit einer Standardabweichung von 7,6 Newton. Beim anschließenden Implantatbruch frakturierten die Implantate mit einem Mittelwert von 760,7 Newton absoluter Bruchkraft und einer Standardabweichung von 87,8 Newton. Bei den übrigen 14 Proben kam es zu einem Totalbruch. Die absolute Bruchkraft betrug im Mittel 202,1 Newton mit einer Standardabweichung von 14,4 Newton.

In den Gruppen 3 und 4 kam es bei zehn von 14 Proben zu einem Abutmentbruch. Dabei frakturierten die Abutments im Mittel bei einer absoluten Bruchkraft von 191,2 Newton mit einer Standardabweichung von 6,3 Newton. Beim anschließenden Implantatbruch frakturierten die Implantate mit einem Mittelwert von 762,0 Newton absoluter Bruchkraft und einer Standardabweichung von 75,9 Newton. Bei den übrigen vier Proben kam es zu einem Totalbruch. Die absolute Bruchkraft betrug im Mittel 196,8 Newton mit einer Standardabweichung von 11,3 Newton. (Tabelle 8)

Tabelle 8: Frakturwerte (künstlich gealterte und fabrikneue Gruppen zusammengefasst)

Frakturereignis	Gruppen	n [1]	Min [N]	Max [N]	Mittelwert [N]	Stabw. [N]
Abutmentbruch	1 + 2	3	245	259	250,3	7,6
	3 + 4	10	176	199	191,2	6,3
Implantatbruch	1 + 2	3	662	830	760,7	87,8
	3 + 4	10	654	867	762,0	75,9
Totalbruch	1 + 2	14	160	217	202,1	14,4
	3 + 4	4	183	206	196,8	11,3

Es wurde zusätzlich das zum Zeitpunkt der Fraktur aufgetretene Drehmoment (M) nach der Formel

$$M = \sin \alpha * l * F$$

berechnet, wobei  $\alpha$  der Winkel zwischen der Implantatachse und der Belastungsachse,  $l$  der Abstand vom Drehpunkt zum Belastungspunkt und  $F$  die bei der Fraktur aufgetretene Kraft war. Der Winkel  $\alpha$  war mit 135 Grad festgelegt. Der Hebelarm  $l$  variierte je nach Frakturgeschehen zwischen 14,7 Millimeter bei Proben mit bestehendem Abutment und Krone (Abutmentbruch und Totalbruch) und fünf Millimeter bei Proben ohne Abutment und Krone (Implantatbruch).

Nach dieser Formel frakturierten die Proben der Gruppen 1 und 2 beim Abutmentbruch bei einem Drehmoment mit einem Mittelwert von 259,5 Ncm mit einer Standardabweichung von 7 Ncm. Beim Implantatbruch betrug das Drehmoment im Mittel 269,0 Ncm und einer Standardabweichung von 31 Ncm. Beim Totalbruch erfolgte die Fraktur bei einem Drehmoment mit dem Mittelwert von 210,1 Ncm mit einer Standardabweichung von 15 Ncm.

Die Proben der Gruppen 3 und 4 frakturierten beim Abutmentbruch bei einem Drehmoment mit einem Mittelwert von 198,7 Ncm und einer Standardabweichung von 6 Ncm. Beim Implantatbruch betrug das Drehmoment im Mittel 269,3 Ncm und einer Standardabweichung von 30 Ncm. Beim Totalbruch erfolgte die Fraktur bei einem Drehmoment mit dem Mittelwert von 204,5 Ncm mit einer Standardabweichung von 12 Ncm.

Zum Vergleich der Frakturbelastbarkeit bezüglich der Alterung der Proben wurde ein Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Es wurden dafür jeweils die künstlich gealterten Gruppen 1 und 2 und die fabrikneuen Gruppen 3 und 4 zusammengefasst und hinsichtlich der unterschiedlichen Frakturereignisse miteinander verglichen.

Abutmentbruch: Die Maximalkraft ist bei den künstlich gealterten Proben mit einem  $p = 0,001$  signifikant höher als bei den fabrikneuen Proben.

Implantatbruch: Hier gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den künstlich gealterten und fabrikneuen Gruppen ( $p = 0,980$ )

Totalbruch: Hier gibt es ebenso keinen signifikanten Unterschied zwischen den künstlich gealterten und den fabrikneuen Gruppen ( $p = 0,507$ )

*Tabelle 9: Frakturwerte der einzelnen Gruppen*

Gruppe	Frakturereignis	n [1]	Min [N]	Max [N]	Mittelwert [N]	Stabw. [N]
1	Abutmentbruch	2	247	259	253,0	8,5
	Implantatbruch	2	662	790	726	90,5
	Totalbruch	7	193	217	208,7	8,7
2	Abutmentbruch	1	245	245	245,0	
	Implantatbruch	1	830	830	830,0	
	Totalbruch	7	160	206	195,4	16,4
3	Abutmentbruch	6	176	195	189,6	7,7
	Implantatbruch	6	654	851	745,7	78,9
	Totalbruch	2	192	206	199,0	9,9
4	Abutmentbruch	4	188	199	192,8	4,9
	Implantatbruch	4	735	867	807,5	54,7
	Totalbruch	2	183	206	194,5	16,3

### **3.2 Analyse der Frakturbelastbarkeit in Abhängigkeit der Kronenbefestigungsart**

Zur Analyse der Frakturbelastbarkeit im Zusammenhang mit der Kronenbefestigungsart wurde ebenfalls ein Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich von je zwei Gruppen angewendet. Aufgrund der teilweise zu geringen Fallzahl konnten

nicht alle Gruppen in die Statistik miteinbezogen werden. Es wurden folgende Paare innerhalb der jeweiligen Subgruppe miteinander verglichen:

Abutmentbruch: Gruppe 3 gegenüber Gruppe 4: Hier gibt es keinen signifikanten Unterschied in der Maximalkraft zwischen dem adhäsiven Befestigungssystem und dem kunststoffverstärktem Glasionomerzement. ( $p = 0,917$ )

Implantatbruch: Gruppe 3 gegenüber Gruppe 4: Auch hier gibt es keinen signifikanten Unterschied in der Maximalkraft zwischen dem adhäsiven. Befestigungssystem und dem kunststoffverstärktem Glasionomerzement. ( $p = 0,257$ )

Totalbruch: Gruppe 1 gegenüber Gruppe 2: Die Maximalkraft ist beim adhäsiven Befestigungssystem mit einem  $p = 0,029$  signifikant höher als bei dem kunststoffverstärktem Glasionomerzement.

Grafisch wurden die Kräfte in einem Fehlerbalkendiagramm dargestellt, welches den Mittelwert und die Standardabweichung enthält. Aus Gründen der Übersicht wurden die drei Brucharten in eigenen Diagrammen dargestellt. (Abbildungen 22 bis 24)

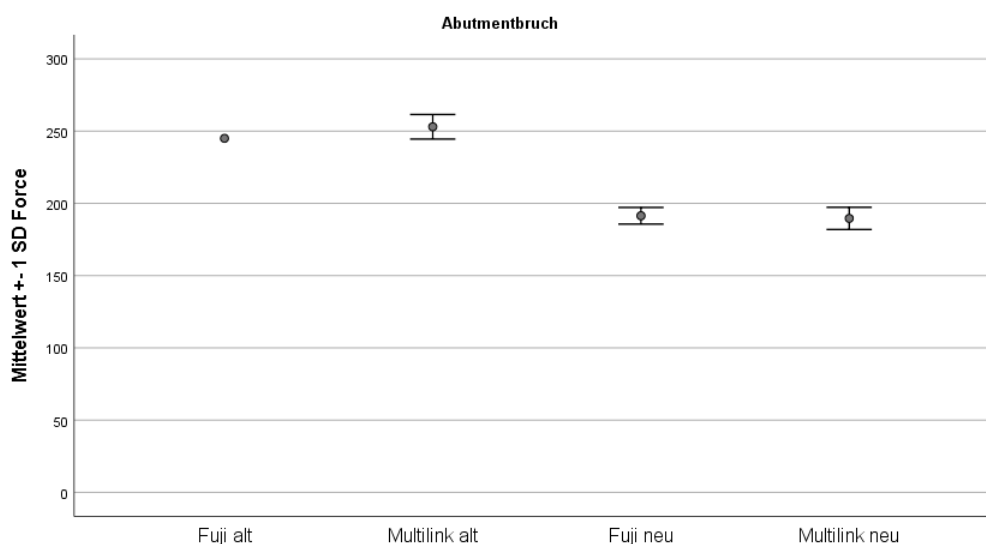


Abbildung 22: Fehlerbalkendiagramm Abutmentbruch

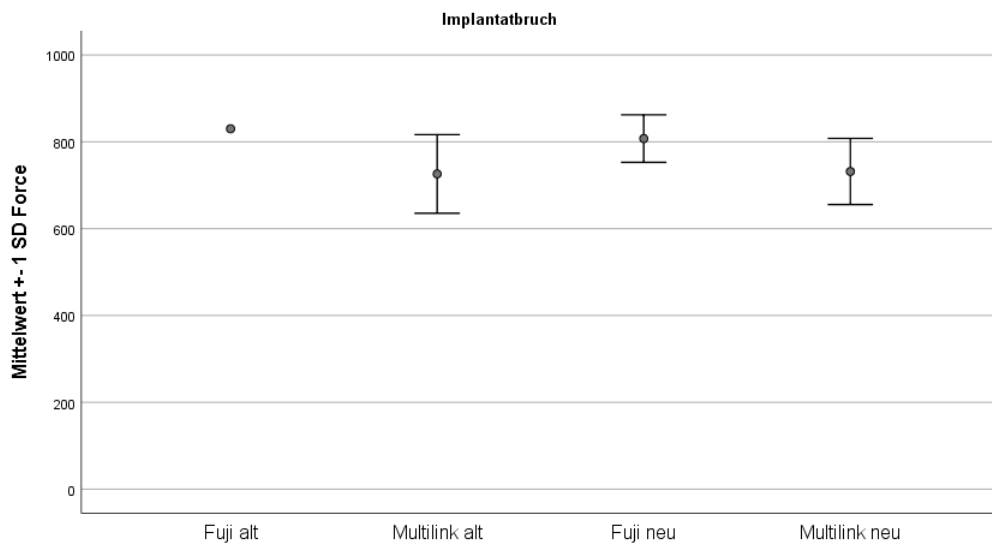


Abbildung 23: Fehlerbalkendiagramm Implantatbruch

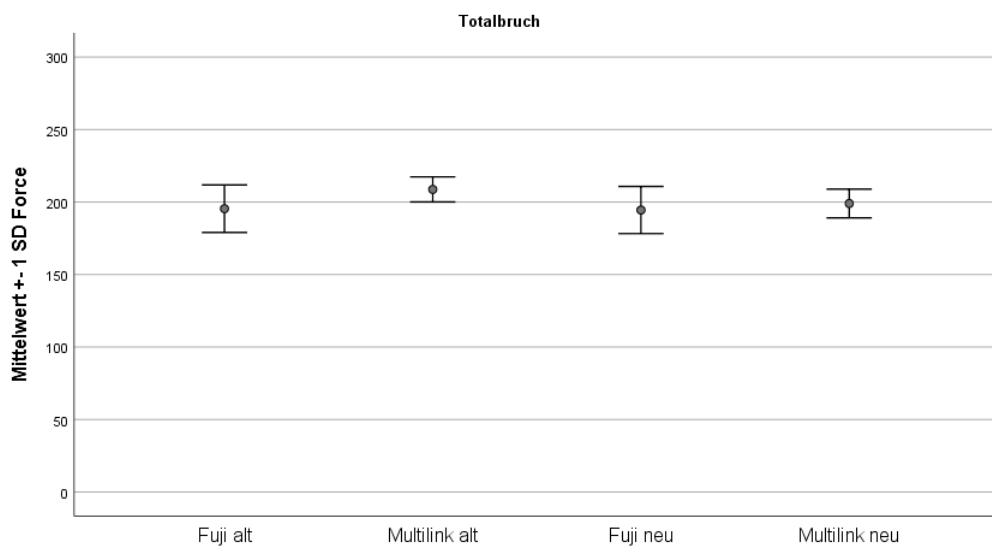


Abbildung 24: Fehlerbalkendiagramm Totalbruch

## 4 Diskussion

Titanimplantate gelten seit langem als Goldstandard in der dentalen Implantologie. Aufgrund periimplantärer Rezessionen und dadurch auftretenden ästhetischen Komplikationen, sowie immer wieder beschriebenen Hypersensibilitäten bis hin zu Titanunverträglichkeiten oder dem Wunsch nach einer metallfreien Versorgung wurde in den letzten Jahren vermehrt nach Alternativen zum Titan geforscht. Dabei hat sich Zirkonoxid als vielversprechendste Alternative aufgrund sehr guter mechanischer, biologischer und auch ästhetischer Eigenschaften etabliert. Diese in-vitro Studie wurde durchgeführt, um die Unterschiede in der Frakturbelastbarkeit zwischen künstlich gealterten und fabrikneuen zweiteiligen verschraubten Keramikimplantaten, welche mit einer einem oberen linken Schneidezahn nachempfundenen monolithischen CAD/CAM hergestellten Lithiumdisilikatkrone versorgt wurden, zu untersuchen. Die Hypothese, dass es durch die künstliche Alterung von fünf Jahren zu einer Abnahme in der Frakturbelastbarkeit der Implantate kommt, konnte nicht bestätigt werden. Es scheint lediglich die Tendenz zu bestehen, dass künstlich gealterte Implantate eher zu einem Totalbruch, das heißt zu einer Fraktur des Implantates, geneigt sind, wohingegen fabrikneue Implantate auf eine zunehmende Kraftereinwirkung eher mit einer Fraktur des Abutments bei intakt bleibendem Implantat reagieren. Die Nebenhypothese, dass die Frakturbeständigkeit von zweiteiligen Keramikimplantaten mit verschraubbaren Abutments in Bezug auf enoral auftretende Kaukräfte für eine Zeitspanne von zumindest fünf Jahren ausreicht, konnte bestätigt werden.

Hinsichtlich der Frakturbelastbarkeit in Zusammenhang mit der Befestigungsart konnte zwischen dem adhäsiven Befestigungskomposit verglichen mit dem kunststoffmodifizierten Glasionomierzement einzig zwischen den künstlich gealterten Gruppen bei dem Frakturereignis Totalbruch ein statistisch signifikanter Unterschied mit einem p Wert von 0,029 festgestellt werden. Dabei frakturierten die Proben, bei denen das adhäsive Befestigungskomposit verwendet wurde, im Mittel um 13,3 Newton später als die Proben, bei denen der kunststoffmodifizierte Glasionomierzement zur Anwendung kam. In allen anderen zur Auswertung herangezogenen Vergleichsgruppen zeigte sich bei allen drei Frakturarten hingegen kein statistisch signifikanter Unterschied in Zusammenhang mit der Kronenbefestigungsart. Bei dem Frakturereignis Implantatbruch kam es zwar bei

Gruppe 3 mit einer mittleren Bruchkraft von 745,7 Newton und bei Gruppe 4 mit einer mittleren Bruchkraft von 807,5 Newton im Mittel zu einer Differenz von 61,8 Newton. Es besteht jedoch aufgrund der hohen Varianz der einzelnen Bruchkräfte keine statistische Signifikanz ( $p = 0,257$ ).

Für den klinischen Erfolg von Implantaten ist die Implantat-Abutment-Verbindung von großer Bedeutung. Präklinische Studien bestätigten eine ausreichende Stabilität von einteiligen Keramikimplantaten gegenüber enoralen Belastungskräften (Andreiotelli and Kohal, 2009, Kammermeier et al., 2016, Kohal et al., 2015) und auch in klinischen Untersuchungen konnten vielversprechende Resultate mit sehr guten Erfolgsraten gewonnen werden. (Balmer et al., 2018, Roehling et al., 2018, Jung et al., 2016, Payer et al., 2013, Kohal et al., 2013) Durch den Wunsch nach einer höheren Flexibilität bezüglich der prothetischen Versorgungsmöglichkeiten sowie die Perspektive der gedeckten Einheilung des Implantatkörpers bekam die Forschung und Weiterentwicklung von zweiteiligen Keramikimplantaten einen großen Aufschwung. Die Materialeigenschaften von Zirkonoxid, darunter besonders die Sprödigkeit, führten jedoch zu gesteigerten Frakturnraten im Bereich des Abutments, wo es zu einer großen mechanischen Beanspruchung kommt. (Sailer et al., 2009a) Im Vergleich zu verschraubbaren Implantatsystemen wiesen zweiteilig verklebte Systeme eine höhere Stabilität auf. (Preis et al., 2016) Aufgrund von Bedenken hinsichtlich der Klebeverbindung als auch der proinflammatorisch wirkenden Klebereste wird die Anwendung von verschraubbaren Implantatsystemen jedoch bevorzugt. (Thompson et al., 2011) Zusätzlich zu diesen Überlegungen wird in Zusammenhang mit verklebten Implantatsystemen von einem fehleranfälligen, techniksensitiven und aufwendigen Klebprotokoll berichtet, wohingegen die klinische Anwendung gute Ergebnisse hervorbrachte. (Payer et al., 2014) Zurzeit stehen nur begrenzte Daten die in-vitro Überlebensrate sowie die klinische Langzeitstabilität zweiteilig verschraubbarer Keramik-Implantatsysteme betreffend zur Verfügung. In einer in-vitro Studie untersuchten Preis et al. (Preis et al., 2016) zweiteilige Keramikimplantate auf deren Performance hinsichtlich dynamischer und statischer Beanspruchung. Dabei wurden ein verklebbares und fünf verschraubbare Keramik-Implantatsysteme untersucht und zur Referenz mit einem zweiteiligen Titan-Implantatsystem verglichen. Alle Proben wurden adhäsiv mit einer Krone aus Zirkonoxid versorgt und einer thermomechanischen Belastung zur künstlichen Alterung ausgesetzt. Alle Proben, die

dieser thermomechanischen Beanspruchung standhielten, wurden in einem nächsten Schritt unter einem Winkel von  $135^\circ$  bis zur Fraktur belastet, wobei der Prüffinger mittig 2 mm unterhalb der Inzisalkante auf die Krone auftraf. Zum Vergleich wurden ebenfalls zwei Proben pro Gruppe ohne eine vorhergehende thermomechanische Alterung bis zur Fraktur belastet. Daraus resultierten bei den verschraubten Gruppen nach thermomechanischer Alterung mittlere Frakturwerte von 233,4 Newton und 271,6 Newton mit einer Standardabweichung von 31,4 Newton, beziehungsweise 29,1 Newton. Die Proben derselben Gruppen ohne thermomechanischer Alterung wiesen dahingegen Frakturmittelwerte von 219,0 Newton und 279,5 Newton auf. Die Referenzgruppe der Titanimplantate hob sich relativ deutlich durch Frakturmittelwerte von 404,3 Newton mit einer Standardabweichung von 15,1 Newton nach thermomechanischer Alterung und 352,5 Newton ohne thermomechanischer Alterung ab. Im Unterschied zu dieser Studie sind die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Keramikimplantate bereits kommerziell in Verwendung und wiesen entgegen der Frakturnrate von 70 Prozent während der thermomechanischen Alterung aus der Studie von Preis et al. eine Überlebensrate von 95 Prozent nach der thermomechanischen Alterung auf. (Reinisch, 2020) Zum Vergleich der Frakturbelastbarkeit zwischen der Arbeit von Preis et al. und der vorliegenden Studie eignen sich am ehesten die Frakturgruppen Abutmentbruch und Totalbruch. Es fällt auf, dass die mittleren Frakturwerte der gealterten Proben mit 250,3 Newton und 202,1 Newton mit einer Standardabweichung von 7,6 Newton, beziehungsweise 14,4 Newton, unter denen der Studie von Preis et al. lagen. Auch die fabrikneuen Proben wiesen im Vergleich zur Arbeit von Preis et al. niedrigere mittlere Frakturwerte von 191,2 Newton und 196,8 Newton mit einer Standardabweichung von 6,3 Newton, beziehungsweise 11,3 Newton auf. Dieser Unterschied kann mitunter mit einem anderen Versuchsaufbau und dadurch auftretenden Kräften und Drehmomenten vor allem in Bezug auf die aufgrund der Dimensionierung des Prüffingers gewählten Positionierung desselben direkt an der Inzisalkante zusammenhängen. Es werden zum Vergleich weitere Studien mit einer größeren Probenzahl benötigt.

Entgegen der Hypothese, dass die künstliche Alterung mit einer deutlichen Abnahme der Frakturstabilität einhergeht, blieben die Frakturwerte annähernd gleich oder nahmen sogar zu. Bei den Frakturereignissen Implantatbruch und Totalbruch variierten die Frakturmittelwerte durch die künstliche Alterung mit einer Differenz von

1,3 Newton und 5,3 Newton kaum, wohingegen die Frakturbelastbarkeit beim Frakturereignis Abutmentbruch im Mittel von 191,2 Newton auf 250,3 Newton nach künstlicher Alterung um eine Differenz von 59,1 Newton anstieg. Diese Zunahme der absoluten Frakturkraft resultierte folglich auch in einer Zunahme des Drehmoments um 60,8 Ncm. Diese wider Erwarten aufgetretene Steigerung der Frakturstabilität wurde auch in anderen Studien beobachtet. Monzavi et al. (Monzavi et al., 2020) untersuchten den Effekt von künstlicher Alterung auf die mechanische Widerstandsfähigkeit und mikromechanischen Eigenschaften von kommerziell erhältlichen sowie nicht am öffentlichen Markt erhältlichen einteiligen Keramikimplantaten. Zur künstlichen Alterung wurden die Proben für 30 Stunden bei 134° Celsius und einem Umgebungsdruck von 2 bar in einem Autoklaven gelagert. Die unbelastete Referenzgruppe und die künstlich gealterte Gruppe wurden unter einem Winkel von 30 Grad bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 2 mm/min bis zur Fraktur belastet und das indes aufgetretene Drehmoment wurde berechnet. Dabei kam es bei fünf der sechs untersuchten Gruppen zu einer deutlichen Zunahme der Drehmomente, wie beispielsweise von 240,0 Ncm auf 307,2 Ncm oder von 411,2 Ncm auf 464,4 Ncm. In einer anderen Studie von Spies et al. (Spies et al., 2016) kam es hingegen zu einer Abnahme der Drehmomente von zweiteiligen Y-TZP Keramikimplantaten nach künstlicher Alterung. In der oben erwähnten Studie von Preis et al. (Preis et al., 2016) wiederum variierten die Änderungen der Frakturwerte nach künstlicher Alterung zwischen einer Zunahme von 14,4 Newton und einer Abnahme von 7,9 Newton bei den zweiteiligen Keramikimplantaten und einer Zunahme von 51,8 Newton bei der Referenzgruppe der Titanimplantate. Aus den Ergebnissen der unterschiedlichen Studien lässt sich nur schwer ableiten, welcher spezifische Faktor die mechanischen Eigenschaften einer künstlichen Alterung folgend maßgebend beeinflusst. Die große Variabilität der Ergebnisse innerhalb der verschiedenen Untersuchungen zeigt, dass sich jedes Implantatsystem aufgrund der jeweiligen individuellen Oberflächenbehandlung, Form, Herstellungsverfahren und Materialzusammensetzung unterschiedlich bezüglich der mechanischen Eigenschaften nach einer Alterung verhalten kann. (Monzavi et al., 2020) Die Ergebnisse sind für die jeweiligen Implantatsysteme höchst spezifisch und andere Implantatsysteme können davon divergierende Effekte und Resultate aufweisen. (Spies et al., 2017) Es bedarf folglich weiterer Studien, um die Auswirkung einer

künstlichen Alterung auf die Frakturbelastbarkeit und andere mechanische Eigenschaften zu untersuchen.

Vor dem klinischen Einsatz neuer Implantatsysteme sind präklinische Studien mit einer möglichst genauen Simulation der klinischen Bedingungen unumgänglich. Zur Evaluierung der Eignung für die klinische Anwendung haben sich beispielsweise die thermomechanische Belastung oder die Untersuchung der Frakturbelastbarkeit zur Analyse von Extremsituationen etabliert. Bei durchschnittlichen physiologisch auftretenden Kaukräften im Frontzahnbereich von 12 bis 70 Newton (Hidaka et al., 1999, Koriath et al., 1997) lagen die absoluten Frakturkräfte der in dieser Studie untersuchten mit monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf verschraubbaren Abutments versorgten zweiteiligen Zirkonoxidimplantate sogar bei dem Minimalwert von 160 Newton noch deutlich über den beschriebenen durchschnittlichen physiologisch auftretenden Kaukräften.

Zahlreichen Studien entsprechend (Alsahhaf et al., 2017, Rosentritt et al., 2015, Kohal et al., 2015, Thulasidas et al., 2015) wurden die Testkörper in einem Winkel von 135 Grad zur Horizontalen positioniert, um die physiologische Schneidezahnrelation zentraler Inzisivi zueinander zu simulieren. Die vorliegende Studie unterschied sich dadurch von anderen Studien, welche gemäß der ISO-Standard 14801 statt der hier gewählten 45 Grad zur Vertikalen die Kraftbelastung in einem Winkel von 30 Grad zur Vertikalen durchführten. (Spies et al., 2016, Martínez-Rus et al., 2012, Sailer et al., 2009b) Durch die Steigerung des Winkels von 30 auf 45 Grad zur Vertikalen kommt es gleichzeitig zu einer Änderung der auftretenden Drehmomente und Kräfte, was in geringeren absoluten Frakturwerten resultiert. Die Positionierung von 45 Grad zur Vertikalen simuliert also Extrembelastungssituationen, die in der klinischen Anwendung durch eine Implantat-Angulation mit einem Winkel von meist unter 45 Grad zur Vertikalen umgangen werden. Durch eine Implantat-Insertion in einem steileren Winkel und einer dadurch eher axialen Belastung kann davon ausgegangen werden, dass die in dieser Studie untersuchten zweiteiligen verschraubbaren Keramikimplantate maximal gemessenen Kaukräften im anterioren Bereich von 150 bis 300 Newton standhalten (Serra and Manns, 2013, Fontijn-Tegkamp et al., 2000) und für eine Dauer von zumindest fünf Jahren enoralen Kräften ausreichend widerstehen können. Zur Bestätigung der Ergebnisse der vorliegenden in-vitro Studie

sind klinische Untersuchungen notwendig. Aufgrund der deutlichen Unterschiede in Herstellungsprozess oder Design, welche divergierende mechanische Eigenschaften mitunter in Bezug auf die Frakturstabilität mit sich bringen (Preis et al., 2016), können die Ergebnisse und Aussagen hinsichtlich der Erfolgsraten der vorliegenden Studie nicht auf andere gleichartige Implantatsysteme übertragen werden, weshalb eine separate Testung für jedes Implantatsystem erforderlich ist.

Der genaue Zusammenhang zwischen Kronen- und Befestigungsmaterial und der Frakturbelastbarkeit von Keramikimplantaten ist noch nicht zur Gänze geklärt. Die in der vorliegenden Studie verwendeten mit Lithiumdisilikatkronen versorgten Keramikimplantate zeigten gute Ergebnisse und kaum Unterschiede bezüglich der Frakturkräfte hinsichtlich der unterschiedlichen Kronenbefestigungsart mit dem kunststoffmodifiziertem Glasionomerkement und dem adhäsiven Befestigungskomposit. Es ist jedoch durch eine dem Versuchsaufbau geschuldete nicht 100 prozentige Reproduktionsgenauigkeit zusätzlich zur materialbedingten auch eine messbedingte Schwankung nicht auszuschließen. Weitere Studien mit einem adaptierten Versuchsaufbau und einer größeren Probenzahl sind erforderlich, um den Einfluss verschiedener Befestigungs- und Suprastruktur-Materialien genauer zu untersuchen.

Abschließend lässt sich sagen, dass laut den Resultaten dieser Studie zweiteilige Keramikimplantate, die mit anterioren monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf verschraubbaren Abutments versorgt wurden, eine ausreichende Stabilität gegen enorale Kräfte für eine Dauer von zumindest fünf Jahren bieten sollten.

## 5 Konklusion

Die in der vorliegenden in-vitro Studie gewonnenen Erkenntnisse lassen innerhalb material- und messbedingter Schwankungen darauf schließen, dass zweiteilige Keramikimplantate, die mit anterioren, CAD/CAM gefertigten, monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf verschraubbaren Abutments versorgt sind, enoral auftretenden Kräften für eine Dauer von zumindest fünf Jahren ausreichend standhalten sollten. Laut dieser präklinischen Studie sollten unterschiedliche Befestigungsmaterialien dabei keinen klinisch relevanten Einfluss auf die Frakturbelastbarkeit haben. Aufgrund Hersteller-spezifischer Unterschiede hinsichtlich des Herstellungsverfahrens oder Designs ist davon auszugehen, dass unterschiedliche zweiteilige Keramikimplantatsysteme mit varianten mechanischen Eigenschaften, beispielsweise der Frakturbeständigkeit unter Belastung, einhergehen. Eine Verallgemeinerung der Ergebnisse dieser Studie für andere zweiteilige verschraubbare Keramikimplantatsysteme scheint deshalb nicht möglich zu sein. Es sind dahingehend weitere Studien erforderlich.

## 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. & KOHAL, R. J. 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. *J Biomed Mater Res.*;19(6):699-713.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- FISCHER, J., WOLFART, S. & STRUB, J. R. 2022. Implantat-Werkstoffe. In: KERN, M., WOLFART, S., HEYDECKE, G., WITKOWSKI, S., TÜRPF, J. C. & STRUB, J. R. Curriculum Prothetik Band III (Überarb. Aufl.). Berlin: Quintessence Publishing.
- FONTIJN-TEGKAMP, F. A., SLAGTER, A. P., VAN DER BILT, A., VAN'T HOF, M. A., WITTER, D. J., KALK, W. & JANSEN, J. A. 2000. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*. 79:1519–24.
- 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. Adhäsive. In: ROSENTRITT, M., ILIE, N. & LOHBAUER, U. (eds.) Werkstoffe in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- FREESE, H. L., VOLAS, M. G. & WOOD, J. R. 2001. Metallurgy and technological properties of titanium and titanium alloys. In: BRUNETTE, D.M., TENGVALL, P., TEXTOR, M. & THOMSEN, P. Titanium in Medicine. Berlin: Springer.
- 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.
- HADJIDAKIS, D. J. & ANDROULAKIS, I. I. 2006. Bone remodeling. *Ann N Y Acad Sci*. 1092:385-96.
- HAFEZEQORAN, A. & KOODARYAN, R. 2017. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biomed Res Int*. 9246721.
- HAMED, M. T., ABDULLAH MOUSLY, H., KHALID ALAMOUDI S., HOSSAM HASHEM A. B. & HUSSEIN NAGUIB, G. 2020. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent*.;12:9-16.
- 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 onepiece 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.
- KERN, M., WOLFART, S., HEYDECKE, G., WITKOWSKI, S., TÜRP, J. C. & STRUB, J. R. 2022. *Curriculum Prothetik Band III (Überarb. Aufl.)*. Berlin: Quintessence Publishing.
- 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 Restoration 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.
- KOHAL, R., WATT, W., BÄCHLE, M. & BUTZ, F. 2008. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47.
- 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.

- 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.
- MA, Z., ZHAO, X., ZHAO, J., ZHAO, Z., WANG, Q. & ZHANG, C. 2020. Biologically Modified Polyether Ether Ketone as Dental Implant Material. *Front Bioeng Biotechnol.* 8:620537.
- 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.
- MARTÍNEZ-RUS, F., FERREIROA, A., ÖZCAN, M., BARTOLOMÉ, J. F. & PRADÍES, G. 2012. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 27:1448–55.
- 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
- MONZAVI, M., ZHANG, F., MEILLE, S., DOUILLARD, T., ADRIEN, J., NOUMBISSI, S., NOWZARI, H. & CHEVALIER, J. 2020. Influence of artificial aging on mechanical properties of commercially and non-commercially available zirconia dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 101:103423
- 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 feldspathic ceramic crowns bonded to one-piece zirconia implants with different cements. *Clin Oral Implants Res*, 30, 178-186.

- OGLE, O. E. 2015. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am.* 59(2):505-20.
- 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.
- 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.
- RAGAUŠKAITE, A., ŽEKONIS, G., ŽILINSKAS, J., GLEIZNYS, A., IVANAUSKIENĖ, E. & GLEIZNYS, D. 2017. The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija*.;19(2):44-50.
- RAHMITASARI, F., ISHIDA, Y., KURAHASHI, K., MATSUDA, T., WATANABE, M. & ICHIKAWA, T. 2017. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J (Basel)*. 5(4):35.

- REINISCH, M. 2020. Prothetische Komplikationen von Vollkeramikkrone auf zweiteiligen Keramikimplantaten nach künstlicher Alterung. Diplomarbeit. Medizinische Universität Graz.
- RITZERT, B. 2018. Zahnimplantate zunehmend erste Wahl: 1,3 Millionen werden in Deutschland pro Jahr eingepflanzt [Online]. idw-online. Available: <https://idw-online.de/de/news707107> [Accessed 15.06.2022].
- 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., COLDEA, A., ZITZMANN, N. U. & FISCHER, J. 2015. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dent Mater*, 31, e279-88.
- ROSENTRITT, M., KIESCHNICK, A., HAHNEL, J., STAWARCZYK, B. 2018. Werkstoffkunde-Kompendium Dentale Keramiken. Annett Kieschnick Dentale Fachkommunikation (IBOOKS).
- ROSENTRITT, M., REMBS, A., BEHR, M., HAHNEL, S. & PREIS, V. 2015. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent*. 43:839–45.
- 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 implantabutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24, 850-8.
- SERRA, C. M. & MANNS, A. E. 2013. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J Oral Rehabil*. 40:563–8.
- SHAFIE, H. R. 2014. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments, Iowa, John Wiley & Sons Inc.
- SIDHU, S. K. & NICHOLSON, J. W. 2016. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 7(3).

- 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.
- SMEETS, R., STADLINGER, B., SCHWARZ, F., BECK-BROICHSITTER, B., JUNG, O., PRECHT, C., KLOSS, F., GRÖBE, A., HEILAND, M. & EBKER, T. 2016. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int*. 6285620.
- 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/CAMfabricated 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.
- SPITZNAGEL, F. A., BALMER, M., WIEDEMEIER, D. B., JUNG, R. E. & GIERTHMUEHLEN, P. C. 2022. Clinical outcomes of all-ceramic single crowns and fixed dental prostheses supported by ceramic implants: A systematic review and meta-analyses. *Clin Oral Implants Res*. 33(1):1-20.
- STAWARCZYK, B. & FISCHER, J. 2022. Keramische Werkstoffe. In: KERN, M., WOLFART, S., HEYDECKE, G., WITKOWSKI, S., TÜRP, J. C. & STRUB, J. R. *Curriculum Prothetik Band II (Überarb. Aufl.)*. Berlin: Quintessence Publishing.
- 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.
- THULASIDAS, S., GIVAN, D. A., LEMONS, J. E., O'NEAL, S. J., RAMP, L. C. & LIU, P. 2015. Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont*. 24:127–35.
- 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.
- 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.
- WOLFART, S. 2014. Implantatprothetik – ein patientenorientiertes Konzept. 1. Auflage. Berlin: Quintessence Publishing.

- ZAUGG, L. K., MEYER, S., ROHR, N., ZEHNDER, I. & ZITZMANN, N. U. 2017. 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.
- ZELLER, B., STÖCKLI, S., ZAUGG, L. K., ASTASOV-FRAUENHOFFER, M., HAUSER-GERSPACH, I., WALTIMO, T & ZITZMANN, N. U. 2020. Biofilm formation on metal alloys, zirconia and polyetherketoneketone as implant materials in vivo. *Clin Oral Implants Res*. 31(11):1078-86.
- 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