

**Diplomarbeit**

**Prothetische Komplikationen von Vollkeramikronen auf  
Zirkon-Implantaten nach künstlicher Alterung  
– ein Vergleich von unterschiedlichen  
Kronenbefestigungsarten.**

eingereicht von

**Nino Setten**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnheilkunde**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits Graz**

Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie

unter der Anleitung von

Assoz. Prof. Priv.-Doz. Dr.med.univ. Dr.med.dent. et scient.med. **Michael Payer**  
Sen. Lecturer Dr. med. dent. **Martin Koller**

Graz, am 10.08.2020

*Eidesstattliche Erklärung*

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

*Graz, am 10.08.2020*

*Nino Setten eh*

\*\*\*

„Was wir wissen ist ein Tropfen; was wir nicht wissen, ein Ozean.“

Isaac Newton

\*\*\*

## **Vorwort**

Da ich sowohl von meinen Eltern als auch durch meinen Großvater „familiär vorbelastet“ bin, war es für mich schon immer außer Frage, dass meine berufliche Laufbahn eng mit der Zahnmedizin verknüpft sein wird.

Die Vorteile des zahnärztlichen Wirkens sind mannigfaltig, es ist eine sehr präziser, komplexer und herausfordernder Beruf mit viel Patientenkontakt, der den Zahnarzt vor immer neue Aufgaben und Herausforderungen stellt, da eine Standard-Behandlung nicht, oder in nur sehr seltenen Fällen, existiert und man sich bei jeder Patientin/jedem Patient auf eine neue Situation einstellen muss. Außerdem ist es eine berufliche Laufbahn welche ständig in Weiterentwicklung begriffen ist, man hat also, im positiven Sinne, nie ausgelernt.

Die folgende Diplomarbeit ist also ein wichtiger Meilenstein auf oben beschriebenem Berufsweg, welchen erfolgreich zu beschreiten mein großes Ziel ist.

## Danksagungen

Ich möchte mich an dieser Stelle herzlich bei meinen sehr bemühten Betreuern, Herrn Assoz. Prof. PD. DDr. Michael Payer und Herrn Sen. Lecturer Dr. Martin Koller bedanken.

Sie standen über die ganze lange Zeit der Studiendurchführung und Entstehung vorliegender Diplomarbeit sehr engagiert und fachkundig zur Verfügung, ohne ihre Bemühungen wäre die Arbeit wohl nicht möglich gewesen. Ihre freundlichen und fundierten Ratschläge sowie die schnelle Hilfe bei Problemen ermöglichten einen raschen und unkomplizierten Arbeitsablauf.

Weiters möchte ich mich bei der Fa. bredent medical GmbH und Co. KG bedanken, welche mir großzügigerweise die Implantate und ein Full-Range-Bonding-Kit inklusive des DTK-Klebers zur Verfügung gestellt hat. Insbesondere Frau Janine Steinborn stand jederzeit für unsere Anliegen zur Verfügung.

Genannt sei auch die Fa. Ivoclar Vivadent AG, Herr Gernot Schuller, welcher uns dankenswerterweise die e.max CAD-Blöcke zukommen ließ.

Ein herzliches Dankeschön auch an ZT Lara Holly, welche mir bei der Herstellung der CAD-Kronen tatkräftig zur Seite stand, an ZÄss Claudia Gregorc für die großartige Hilfe bei der Probenbefestigung und an Frau Diplomingenieur Irene Mischak für die statistische Auswertung der Ergebnisse.

Ein weiteres Dankeschön ergeht an meine Eltern und Freunde, welche mir nicht nur moralische Unterstützung boten, sondern mir auch mit so manchem Ratschlag zur Seite standen.

# **Zusammenfassung**

## **Hintergrund und Zielsetzung:**

Zirkondioxid-Implantate und deren zugehörige prothetische Versorgungen aus Vollkeramik sind eine relativ neuartige Alternative zu herkömmlichen und gut erforschten Titan-Implantaten bzw. Versorgungen aus Verblend-Metall-Keramik. Da die Studienlage zu den neuen Materialien noch nicht ausreichend ist, sollte die durchgeführte Studie den Einfluss von verschiedenen Kronenbefestigungsarten von anterioren monolithischen CAD/CAM gefertigten Lithiumdisilikatkronen auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten im Bezug auf prothetische Komplikationen untersuchen.

## **Material und Methoden:**

Zwei Gruppen von jeweils zehn einem zentralen linken Schneidezahn nachempfundenen Vollkeramikronen (e.max CAD) wurden mittels unterschiedlicher Methoden auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten (WhiteSKY, bredent) befestigt. Bei Gruppe 1 fand die Befestigung adhäsiv mittels DTK-Kleber<sup>®</sup> (bredent) statt, bei Gruppe 2 wurde dafür GC FujiCEM2<sup>®</sup> herangezogen. Die Werkstücke wurden einer thermischen Belastung ausgesetzt und durchliefen dabei 3 000 Zyklen zwischen 0-5°C und 45-50°C für jeweils 60 sec mit einer Pause von 7 sec. Die Proben wurden danach im Kausimulator einer künstlichen Alterung von fünf Jahren unterzogen, dafür sind 1,2 Millionen Kauzyklen mit einer Kraft von 100 N notwendig. Die Einbettung der Versuchsobjekte für die mechanische Belastung erfolgte im 135° Winkel zur Horizontalen in Acrylharz (Pattern resin<sup>®</sup> LS, GC). Während und nach der thermomechanischen Belastung wurden die Implantate samt Kronen auf prothetische Komplikationen untersucht.

## **Ergebnisse:**

Alle Proben in beiden Gruppen wiesen Schliffacetten auf, andere Komplikationen wurden nicht beobachtet. Die Überlebensrate für beide Gruppen betrug 100%. Die mittlere Zyklenzahl des Auftretens der Komplikation waren bei Gruppe 1 (DTK-Kleber<sup>®</sup>) 613 440 Zyklen mit einer Standardabweichung von 213 392 Zyklen, bei Gruppe 2 (FujiCEM2<sup>®</sup>) 561 600 mit einer Standardabweichung von 212 613,45 Zyklen, der Unterschied zwischen den Gruppen war statistisch nicht signifikant.

## **Konklusion:**

Anteriore monolithische CAD/CAM gefertigte Lithiumdisilikat-Kronen auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten sollten einer in-vivo Belastung von mindestens fünf Jahren standhalten, die Befestigungsart hatte in der Studie keinen Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen.

# **Abstract**

## **Background:**

Dental implants as well as their prosthetic components fabricated out of zirconia have become a widely discussed treatment option within implant dentistry. However, scientific data on their long-term stability so far are scarce.

## **Aim/Hypothesis:**

This study aimed to investigate the impact of different cementation methods on the occurrence of prosthetic complications with CAD/CAM-fabricated monolithic lithium-disilicate crowns of incisors after artificial aging.

## **Material and Methods:**

Twenty single-piece zirconia implants of 4 mm diameter and 12 mm in length, were optically scanned and standardised monolithic lithium-disilicate upper left incisor crowns were fabricated. The implants were embedded in acrylic resin in a 135° angle to the horizontal plane. The crowns were then either adhesively (Group A, n=10) using DTK® (DTK adhesive opaque, bredent) or with a resin modified glass ionomer cement (GC FujiCEM2®), (Group B, n=10), mounted onto the implants. All specimen underwent a process of artificial aging consisting of thermal stress (3 000 cycles between 5°C and 55°C,) and mechanical exposure in a chewing simulator (100 N, 1,2x10<sup>6</sup> cycles), corresponding to five years of clinical application. Potential prosthetic complications were documented.

## **Results:**

The five-year survival rate of all samples was 100%, no cracks, fractures, de-cementations or chippings occurred during the observation period. All specimens in both groups showed grinding facets.

## **Conclusion and Clinical implications:**

In this preclinical study the type of crown fixation did not affect the occurrence of prosthetic complications of monolithic lithium-disilicate crowns mounted on zirconia single-piece implants after artificial ageing of up to five years.

# Inhaltsverzeichnis

Vorwort.....	iii
Danksagungen .....	iv
Zusammenfassung .....	v
Abstract.....	vi
Inhaltsverzeichnis .....	vii
Glossar und Abkürzungen .....	ix
Abbildungsverzeichnis .....	x
Tabellenverzeichnis .....	xi
1 Einleitung .....	12
1.1 Geschichtlicher Hintergrund/Entwicklung .....	12
1.1.1 Geschichte der Implantate .....	12
1.1.2 Geschichte der Dentalkeramik.....	13
1.2 Materialkunde .....	14
1.2.1 Implantate .....	14
1.2.2 Keramik .....	16
1.2.3 Glasionomerezemente .....	18
1.2.4 Befestigungskomposite.....	20
1.3 Implantatdesigns .....	20
1.4 Befestigungsarten.....	21
1.4.1 Verschraubung.....	21
1.4.2 Zementierung.....	22
1.4.3 Adhäsive Befestigung.....	22
1.5 CAD/CAM.....	23
1.6 Komplikationen .....	23
1.7 Hintergrund .....	24
2 Material und Methoden .....	26
2.1 Studiendesign und Ablauf.....	26
2.2 Materialien .....	27
2.2.1 WhiteSKY-Implantatsystem.....	28
2.3 Vorbereitung und Adaptierung der Implantate .....	29
2.4 Kronenherstellung und Befestigung .....	30
2.4.1 Herstellung .....	30
2.4.2 Befestigung der Kronen.....	32
2.5 Thermocycling .....	34
2.6 Einbettung.....	35

2.7	Kaubelastung .....	36
2.7.1	Untersuchung auf prothetische Komplikationen .....	38
2.8	Statistische Auswertung.....	38
3	Ergebnisse – Resultate.....	38
3.1	Gruppe 1, Adhäsive Befestigung .....	39
3.2	Gruppe 2: Befestigung mittels kunststoffverstärkten Glasionomerezements.....	39
3.3	Zusammenfassung .....	40
3.4	Implantat-Überlebensrate.....	41
4	Diskussion .....	42
5	Konklusion .....	44
6	Literaturverzeichnis .....	45

## Glossar und Abkürzungen

Fa.	Firma
ZrO <sub>2</sub>	Zirkondioxid
TiO <sub>2</sub>	Titandioxid
Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup>	Aluminiumoxid
Na <sup>+</sup> , Ca <sup>2+</sup> , Al <sup>3+</sup>	Einfach, doppelt und dreifach positiv geladene Ionen von Natrium, Kalzium und Aluminium
CAD	Computer aided design
CAM	Computer aided manufacturing
Y-TZP	Ytria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal/Yttrium-stabilisierter tetragonaler Zirkondioxid-Polykristall
°C	Grad Celsius
sec	Sekunden
min	Minuten
h	Stunden
N	Newton
mm	Millimeter
%	Prozent
mind.	Mindestens
µm	Mikrometer
ml	Milliliter
ml/min	Milliliter pro Minute
GPa	Gigapascal
3D	Dreidimensional
zB.	Zum Beispiel
ca.	Circa
vs.	Versus
bzgl.	Bezüglich

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Einteiliges WhiteSKY 4,0/12 Zirkondioxid-Implantat .....	28
Abbildung 2: WhiteSKY 4,0/12 Implantat mit Schlüssel .....	29
Abbildung 3: WhiteSKY 4,0/12 Implantat mit Schlüssel, unbeschiffen vs. beschiffen ...	30
Abbildung 4: Kronendesign mit CEREC .....	31
Abbildung 5: CAD/CAM Lithiumdisilikatkrone e.max ungesintert .....	31
Abbildung 6: CAD/CAM Lithiumdisilikatkrone e.max gesintert .....	32
Abbildung 7: Thermocycler; Bild mit freundlicher Genehmigung von Dr. Manuel Reinisch .....	35
Abbildung 8: Einbettungsform mit Implantat .....	36
Abbildung 9: Einseitig geschlitzte Einbettungsform .....	36
Abbildung 10: Im 45° Winkel abgeschnittene Kunststoffröhre inkl. Einbettungsform samt Implantat .....	36
Abbildung 11: Versuchsanordnung im Kausimulator .....	37
Abbildung 12: Metallantagonistenkontakt im Winkel von 135 ° zur Horizontalebene, palatinal 2 mm unterhalb der Inzisalkante .....	37
Abbildung 13: Schliff Facette und Heatmap derselben unter dem Alicona-Mikroskop .....	39
Abbildung 14: Auftreten der Ereignisse über die Zeit, sowie Mittelwerte und Standardabweichung .....	40
Abbildung 15: Boxplot Adhäsive Befestigung vs. Zementierung über die Zeit .....	40
Abbildung 16: Boxplot Adhäsive Befestigung vs. Zementierung über die Zyklen .....	41
Abbildung 17: Kumuliertes Auftreten der Ereignisse/Schliff Facetten über die Zyklen .....	41

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Übersicht über Implantatmaterialien .....	14
Tabelle 2: Komponenten und deren Masseanteil für ein sehr häufig in Glas-Polyalkenoat-Zementen verwendetes Glas namens G338.....	19
Tabelle 3: In der Studie verwendete Materialien.....	28
Tabelle 4: Protokoll DTK-Kleber.....	33
Tabelle 5: Protokoll FujiCEM2 .....	34

# 1 Einleitung

## 1.1 Geschichtlicher Hintergrund/Entwicklung

### 1.1.1 Geschichte der Implantate

Schon in der Antike bestand der Wunsch verloren gegangene Zähne zu ersetzen. Sowohl frühe ägyptische als auch südamerikanische Zivilisationen haben nachgewiesenermaßen Dental-Implantate verwendet. Die aus Tierzähnen oder Elfenbein gefertigten Implantate wurden post-mortem oder bei lebenden Patientinnen und Patienten eingesetzt, aufgrund des Materials und der damaligen Möglichkeiten wird angenommen dass sich der Langzeiterfolg in Grenzen hielt.<sup>1</sup>

In Europa wurde ab dem 17. Jahrhundert mit verschiedensten Materialien, auch tierischer Herkunft, versucht verlorengegangene Zahnwurzel zu ersetzen. Diese, und spätere Versuche mit Spenderzähnen und Implantaten aus Gold oder Blei, schlugen aber fehl.<sup>2</sup>

1969 wurde ein neuer Ansatz beschrieben, bei welchem der frisch extrahierte Zahn durch eine Nachbildung aus Polymethacrylat, oft gemischt mit gereinigtem Kalbsknochen ersetzt wurde. Der gezogene Zahn wurde gereinigt, Oberflächendefekte mit Wachs ausgebessert, und in Gips eingebettet um eine Gussform zu erstellen. Die so gefertigten Implantate heilten allerdings fibrös ein und osseointegrierten nicht, deswegen wurde dieser Ansatz nicht weiter verfolgt.<sup>3</sup>

Weiters wurden die Versuche mit Blatt-Implantaten, an welchen vor allem in den 60er- und 70er-Jahren des letzten Jahrhunderts geforscht wurde, aufgrund einer sehr hohen Verlustrate (bis zu 50 %) und der schwierigen Insertion, eingestellt.<sup>4</sup>

1982 stellten Brånemark et al. ein Titan-Implantat vor, dessen Design- und Insertions-Kriterien noch heute gültig sind. Dazu gehören unter anderem die raue Oberfläche und die Implantat-Insertion mit möglichst geringem Knochentrauma.<sup>5</sup>

---

<sup>1</sup> 1.

<sup>2</sup> 1.

<sup>3</sup> 2.

<sup>4</sup> 3., 4.

<sup>5</sup> 1.

Keramik-Implantate aus den verschiedensten Materialien, von denen sich vor allem Zirkondioxid bewährt hat, wurden ab den 90er-Jahren bekannt. Allerdings gibt es bis heute nicht annähernd so viele Evidenz-basierte Studien über diese Klasse der Implantat-Materialien wie über das Material Titan, welches auch heute noch hauptsächlich verwendet wird.<sup>6</sup>

### **1.1.2 Geschichte der Dentalkeramik**

Die Anfänge der heutigen Keramik liegen in China, zur Zeit der T'ang Dynastie, wo sie sich schnell zur begehrten Handelsware aufschwang.<sup>7</sup>

Erst im 18. Jahrhundert gelang es auch in Europa transluzente Keramik herzustellen, die mit der chinesischen vergleichbar war. Etwa zu dieser Zeit wurde Keramik auch zum ersten Mal für dentale Restorationen verwendet.<sup>8</sup>

In den 1960er-Jahren wurden Metall-Keramik-Restaurationen entwickelt, welche anfangs aus einer mit Feldspat-Porzellan verblendeten Goldlegierung bestanden. Diese Metall-Keramik-Verbundsysteme wurden bald standardmäßig eingesetzt, trotz einiger Nachteile wie die Gefahr der Keramikabsplitterung von der Metallbasis, Chipping genannt, oder den unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Um diese Nachteile zu vermeiden wurden ab den 1980er-Jahren auch Vollkeramik-Restaurationen verwendet, beispielsweise aus Yttrium-verstärktem-Zirkon, Lithiumdisilikat-Keramik oder Leuzitkeramik.<sup>9</sup>

---

<sup>6</sup> 5.

<sup>7</sup> 6.

<sup>8</sup> 7., 8.

<sup>9</sup> 8.

## 1.2 Materialkunde

### 1.2.1 Implantate

#### 1.2.1.1 Implantatmaterialien

Die für die Implantation verwendeten Materialien können einerseits aufgrund der biologischen Reaktion auf sie, andererseits aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung unterschieden werden, dort unterscheidet man grob Metalle, Keramik und Polymere.

Eine umfassende Übersicht bietet eine Arbeit aus dem Jahr 2015:<sup>10</sup>

Metalle	Keramik	Polymere
Titan	Aluminiumoxid	Polymethylmethacrylat
Titanlegierungen	Hydroxylapatit	Polytetrafluorethylen
Rostfreier Stahl	Beta-Tricalcium-Phosphat	Polyethylen
Chrom-Cobalt-Legierungen	Diverse Kohlenstoffverbindungen	Polysulfone
Goldlegierungen	Bioglas (auf der Basis von Silizium, Calcium, Natrium oder Phosphor)	Polyurethane
Tantal	Zirkondioxid	Polyetheretherketon
	Zirkoniumverstärktes Aluminiumoxid	

*Tabelle 1: Übersicht über Implantatmaterialien*

Von den genannten Materialien erfüllen vor allem Titan und Zirkon in unterschiedlichen Ausführungen die hohen Anforderungen im Hinblick auf Biokompatibilität, und Widerstandsfähigkeit gegen Verschleiß, Frakturen und Korrosion. Beide Materialien sind dadurch heutzutage hauptsächlich in Verwendung, und als einander relativ gleichwertig zu betrachten.<sup>11</sup>

#### 1.2.1.2 Titan

Titan, Ordnungszahl 22, Elementsymbol Ti, wird, zusammen mit seinen Legierungen, am häufigsten für medizinische Implantate verwendet. Es ist ein sehr leichtes Element, biologisch

---

<sup>10</sup> 9.

<sup>11</sup> 9., 10.

und chemisch inert, und weist im Vergleich zu anderen Metallen eine niedrige thermische und elektrische Konduktivität auf. Zudem ist der thermische Ausdehnungskoeffizient dem des menschlichen Knochens sehr ähnlich. Auch ist das Elastizitätsmodul von Titan im Gegensatz zu anderen Materialien, wie zum Beispiel rostfreiem Stahl oder Cobalt-Legierungen, knochenähnlich und damit günstig.<sup>12</sup>

Titan als Implantatmaterial wird entweder in Reinform, unterteilt in vier Grade, oder als Legierung verwendet, bei welchen drei Strukturformen (alpha, beta und alpha-beta) unterschieden werden können, die unterschiedliche physikalische Eigenschaften aufweisen. Alpha-Legierungen, stabilisiert mit Aluminium, weisen eine hexagonale Kristallstruktur auf, während die Struktur von Beta-Legierung, stabilisiert mit Vanadium, kubisch ist. Bei 882 C° kann die Alpha-Struktur von reinem Titan in eine Beta-Struktur umgewandelt werden, durch Zugabe von unterschiedlichen Anteilen an Vanadium und Aluminium werden die Strukturen stabilisiert, eine Koexistenz von beiden Strukturen ist möglich. Diese Alpha-Beta-Mischung wird am häufigsten für Dental-Implantate benutzt, meistens bestehend aus Titan, 6 % Aluminium und 4 % Vanadium.<sup>13</sup>

### **1.2.1.3 Zirkonium**

Zirkonium, Ordnungszahl 40, Elementsymbol Zr, ist ein glänzendes grau-weißes Übergangsmetall. In seinem reinen Zustand existieren zwei Formen von Zirkonium, die kristalline, ein weißes weiches Metall, und die amorphe Form, ein bläulich-schwarzes Pulver. Nicht zu verwechseln ist das Element Zirkonium mit dem Mineral „Zirkon“ (ZrSiO<sub>4</sub>) oder mit Zirkondioxid (ZrO<sub>2</sub>). In der dentalen Implantologie wird nur das weiße kristalline Oxid, ZrO<sub>2</sub>, aufgrund seiner viel besseren physikalischen Eigenschaften verwendet.<sup>14</sup>

Zirkondioxid kann in drei verschiedenen Phasen, monoklin, tetragonal und kubisch, vorliegen. Die monokline Phase, welche bei Raumtemperatur vorliegt, wandelt sich bei ca. 1 170 C° in die tetragonale, und bei über 2 370 C° in die kubische Phase um. Das Ausgangsmaterial, pulverförmiges Zirkondioxid, wird grob in Form gepresst und vorgesintert. In diesem Zustand ist eine Bearbeitung aufgrund der noch relativ geringen Härte möglich. Anschließend wird das Material erhitzt. Beim Abkühlen von komplett geschmolzenen

---

<sup>12</sup> 11.

<sup>13</sup> 9.

<sup>14</sup> 12.

Zirkondioxid wandeln sich die Phasen wieder bei genannten Temperaturen ineinander um, die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Form geht mit einer Expansion von ca. 3-4 % einher, zudem weist die monokline Form schlechtere physikalische Eigenschaften auf. Durch die Beimengung von Magnesium, Kalkstein, Yttrium, Cer oder Aluminium verhindert man diesen letzten Phasenübergang und erhält ein bis zu vollständig in der tetragonalen Phase vorliegendes Material. In der heutigen Zahnmedizin hat sich vor allem der Zusatz von Yttrium bewährt, man spricht dabei von den sogenannten Y-TZP-Keramiken („yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal“).<sup>15</sup>

Die Expansion beim Übergang von der tetragonalen zur monoklinen Phase bedingt eine weitere Eigenschaft der Y-TZP-Keramiken. Bei der Entstehung eines Risses kommt es zu einer hohen Zugspannung an dessen Spitze, dadurch findet oben genannte Phasenumwandlung samt zugehöriger Expansion statt. Diese Expansion wirkt dem Riss entgegen und bewirkt dadurch eine relativ hohe Risszähigkeit des Materials.<sup>16</sup>

Konkludierend ist anzumerken, dass Zirkondioxid im Vergleich zu Titan eine bessere Weichgewebsreaktion, Biokompatibilität und Ästhetik bei vergleichbarer Osseointegration besitzt. Es sind aber noch klinische Vergleichs- und Langzeit-Studien vonnöten um das Zirkondioxid als eine dem Titan gleichwertige Alternative zu validieren.<sup>17</sup>

### **1.2.2 Keramik**

Dentale Keramiken können grob in Silikatkeramiken (bestehend aus Feldspatkeramiken und Glaskeramiken), Oxidkeramiken und Nicht-Oxid-Keramiken unterteilt werden.<sup>18</sup>

Zu den Nicht-Oxid-Keramiken gehören Nitride und Carbide, welche in der Zahnmedizin keine Rolle spielen, wenngleich sie einen Ansatz für andere medizinische Bereiche darstellen.<sup>19</sup>

---

<sup>15</sup> 13., 14., 15., 16.

<sup>16</sup> 17., 18.

<sup>17</sup> 14.

<sup>18</sup> 15., 19.

<sup>19</sup> 20.

### 1.2.2.1 Silikatkeramiken

Zu den Silikatkeramiken zählen einerseits die Feldspatkeramiken, und andererseits die Glaskeramiken. Der Ausgangsstoff für Feldspatkeramiken ist, wie der Name schon sagt, Feldspat, enthalten zB. in dem Mineral Albit. Diese Art der Keramik wird sehr oft als Verblendkeramik herangezogen, findet aber auch in der CAD/CAM-Technologie Anwendung.<sup>20</sup>

Glaskeramiken sind durch ihre gute Transluzenz, und die dadurch hervorragende Ästhetik, die die von Oxidkeramiken bei weitem übertrifft, bei guten physikalischen Werten ein häufig genutztes Restaurationsmaterial. Zu den bekanntesten Vertretern der Glaskeramik zählen die Leuzitkeramik und die Lithiumdisilikatkeramik.<sup>21</sup>

Eine kristalline Struktur, zB. Leuzit oder Lithiumdisilikat, ist in eine Glas-Matrix eingebettet, die Glaskeramiken sind also mehrphasig. Die Herstellung kann auf zwei Arten erfolgen. Bei der klassischen Variante werden Glas-Ausgangsstoffe mit Keimbildnern, zB.  $ZrO_2$  oder  $TiO_2$ , vermischt und eingeschmolzen. Dabei entsteht ein sogenanntes Präkursor-Glas, welches bereits in die gewünschte Form gebracht wird und abkühlt. Später wird es nochmals für eine bestimmte Zeit erhitzt, dadurch bilden sich an den Keimbildnern ebenjene Kristalle, die nach dem neuerlichen Auskühlen die kristalline Phase in der Glasmatrix bilden.<sup>22</sup>

---

<sup>20</sup> 15., 21.

<sup>21</sup> 8.

<sup>22</sup> 8.

Bei der zweiten Herstellungsart wird Pulver als Ausgangsstoff in der richtigen Form gesintert, die Kristalle bilden sich währenddessen aus. Dabei kann man, wie folgend am Beispiel der Lithiumdisilikatkeramik erläutert, einen Zwischenschritt einlegen um die Verarbeitung des Materials zu erleichtern. Um bei CAD/CAM-Fräsmaschinen den Materialverschleiß zu minimieren, werden die benötigten Blöcke durch niedrigere Temperaturen nicht vollständig im Sinterverfahren auskristallisiert, sondern im prä-kristallisierten Zustand ausgeliefert, in welchem sie eine bläuliche Farbe besitzen und aus ca. 40 % Lithiummetasilikat-Kristallen (IPS e.max CAD) bestehen. Diese Blöcke können im Gegensatz zur vollständig auskristallisierten Keramik leichter in die gewünschte Endform gebracht werden, danach werden sie nochmals auf rund 840°C-850°C für ca. 10 min erhitzt. Durch diesen Schritt lösen sich die Lithiummetasilikat-Kristalle auf, Lithiumdisilikat-Kristalle entstehen, welche am Ende ca. 70 % des Materials ausmachen, dadurch verbessern sich auch die physikalischen Eigenschaften beträchtlich. In diesem Endzustand kann die Keramik nun im Mund eingesetzt werden.<sup>23</sup>

### **1.2.2.2 Oxidkeramiken**

Die Oxidkeramiken lassen sich in zwei Arten unterteilen. Zum einen gibt es die glasinfiltrierte Oxidkeramik, bei welcher, wie der Name schon sagt, ein Kristall-basiertes System mit Glas infiltriert wird. Ein bekannter Vertreter hiervon ist die glasinfiltrierte Aluminium-Keramik. Zum anderen wird die dichtgesinterte bzw. polykristalline Oxidkeramik verwendet, welche keine Glasphase aufweist, beispielsweise Aluminiumdioxid- oder Zirkondioxid-Keramik (siehe dazu das Kapitel „Zirkonium“). Oxidkeramiken weisen eine sehr gute mechanische Stabilität auf, sind aber aufgrund ihrer Opazität ästhetisch der Glaskeramik unterlegen.<sup>24</sup>

### **1.2.3 Glasionomerzemente**

Glas-Polyalkenoat-Zemente, im Trivialnamen Glasionomerzemente genannt, werden in der Zahnheilkunde in verschiedensten Bereichen verwendet. Die Anwendungsgebiete umfassen Zahnrestorationen, auch mit minimalinvasiver Präparation, Zementation von Kronen und Brücken, Unterfüllungen mit der sogenannten „Sandwich-Technik“ und viele mehr.<sup>25</sup>

---

<sup>23</sup> 8., 22.

<sup>24</sup> 8., 23., 24.

<sup>25</sup> 25.

Der Zement besteht aus wasserlöslichen Polyalkenoat-Säuren, Glaspulver und Wasser. In den meisten Fällen wird Aluminium-Silikat-Glas verwendet, mit Fluorid- und Phosphat-Zusätzen (siehe untenstehende Tabelle), da dieses aufgrund seiner basischen Eigenschaften mit Säuren reagiert.<sup>26</sup>

Komponente	Masseanteil [%]
SiO <sub>2</sub>	24,9
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	14,2
AlF <sub>3</sub>	4,6
CaF <sub>2</sub>	12,8
NaAlF <sub>6</sub>	19,2
AlPO <sub>4</sub>	24,2

*Tabelle 2: Komponenten und deren Masseanteil für ein sehr häufig in Glas-Polyalkenoat-Zementen verwendetes Glas namens G338*

Beim Vermischen der Komponenten härtet der Zement innerhalb von zwei bis drei Minuten aus. Dabei lösen sich Na<sup>+</sup>-, Ca<sup>2+</sup>- und Al<sup>3+</sup>-Ionen aus dem Glas und bilden mit der Säure Ionenbindungen. Nach dieser Erstreaktion kommt es zu weiteren, langsamer ablaufenden Reaktionen, welche die Stärke und die Transluzenz des Zementes verbessern. Die Endhärte ist nach ca. 48 Stunden erreicht, Wasserbindungsreaktionen und Freisetzung von Aluminium-Ionen können noch Monate später auftreten. Die im Material enthaltenen Fluor-Ionen reagieren nicht, und werden dadurch laufend freigesetzt, eine weitere positive Eigenschaft dieses Werkstoffs.<sup>27</sup>

Es gibt viele Ansätze die Eigenschaften des reinen Glas-Polyalkenoat-Zementes mithilfe von Zusätzen noch weiter zu verbessern, einer davon ist der Zusatz von Polymer-Kunstharz, welches entweder chemisch oder licht-aktiviert aushärtet. Diese „kunststoffverstärkten Glasionomermemente“ finden aufgrund ihrer guten Eigenschaften immer öfter Anwendung.<sup>28</sup>

<sup>26</sup> 26.

<sup>27</sup> 25., 26.

<sup>28</sup> 25.

### **1.2.4 Befestigungskomposite**

Befestigungsmaterialien müssen in der Mundhöhle nicht nur einem dauerhaft feuchten Milieu standhalten, auch im Speichel gelöste organische und anorganische Stoffe und pH-Wert-Schwankungen durch Nahrung und Getränke stellen eine Herausforderung dar. Bei herkömmlichen Zementationsmaterialien kommt es oftmals zum Aufquellen oder zur Zersetzung, deswegen wird auf diesem Gebiet laufend geforscht. Eine relativ neue Form der Befestigung stellen die Befestigungskomposite dar, bestehend aus Polymeren und Kunstharz in verschiedenster Zusammensetzung. Über diese Werkstoffe, welche entweder chemisch oder durch den Einfluss von Licht einer bestimmten Wellenlänge aushärten, existieren allerdings noch keine Langzeiterfahrungen und auch die Studienlage ist zu Zeit noch spärlich.<sup>29</sup>

### **1.3 Implantatdesigns**

Implantate lassen sich grob in zwei Arten unterteilen:<sup>30</sup>

- Einteilige Implantate:  
Alle Elemente sind aus einem Stück gefertigt, der intraossäre Teil besitzt eine raue Oberfläche, der Implantathals ist glatt.
- Zweiteilige Implantate:  
Sie bestehen aus einem Implantatkörper und einem Implantataufbau, dem Abutment. Beide lassen sich fest miteinander verschrauben.

Zweiteilige Implantate haben sich aufgrund ihrer Vorteile gegenüber den einteiligen durchgesetzt und werden heutzutage hauptsächlich verwendet. Allerdings besteht bei ihnen das Problem eines vom der Patientin/dem Patienten nicht selbstständig reinigbaren Mikrospaltes zwischen Implantatkörper und Abutment, in welchem sich Bakterien festsetzen und zu Entzündungen im umliegenden Gewebe führen können.<sup>31</sup>

---

<sup>29</sup> 27., 28.

<sup>30</sup> 29.

<sup>31</sup> 30., 31.

Weiters ist eine Unterteilung der Implantate anhand des Längsachsen-Durchmessers möglich.<sup>32</sup>

- Zylindrische Implantate:  
Der Durchmesser bleibt über die Länge des Implantats konstant.
- Konische Implantate:  
Der Durchmesser nimmt in Richtung apikal entweder kontinuierlich oder diskontinuierlich ab.

Ein weiterer wichtiger Faktor des Implantatdesigns ist die Gestaltung der Oberfläche. Der enossale Teil ist im Gegensatz zum Implantathals aufgeraut um die Osseointegration zu fördern. Diese Oberflächenrauigkeiten im Mikro- und Nano-Maßstab werden unter anderem durch Abstrahlen des Implantats (zB. mit Titanoxid), durch Ätzung oder durch Laser-Ablation erreicht.<sup>33</sup>

## **1.4 Befestigungsarten**

Es gibt verschiedene Möglichkeiten um implantatbasierte Versorgungen wie zB. Kronen und Brücken zu verankern. Die Restauration kann mit dem Implantat verschraubt sein, aber auch die Fixierung durch provisorische und definitive Zementierung bzw. durch eine fixe Verklebung ist möglich. Jede Methode besitzt Vor- und Nachteile, auf die folgend eingegangen wird.<sup>34</sup>

### **1.4.1 Verschraubung**

Bei dieser Befestigungsvariante bildet die prothetische Versorgung mit dem Abutment eine Einheit und ist mit dem Implantat verschraubt, dadurch ist eine unkomplizierte Abnahme der Suprastruktur gewährleistet. Somit ist es einerseits möglich beim Auftreten von Komplikationen relativ schnell und einfach zu intervenieren, andererseits kann eine regelmäßige Reinigung im Rahmen von Nachkontrollen stattfinden.

Ein weiterer Vorteil ist die Absenz von etwaigen Zementresten im Weichgewebe rund um das Implantat, dies vermindert das Risiko einer Periimplantitis. Weiters ist die Mindesthöhe der Versorgung niedriger als bei einer zementierten Implantatkrone, da man nicht auf die Zement-

---

<sup>32</sup> 32., 33.

<sup>33</sup> 34.

<sup>34</sup> 35., 36.

Retention angewiesen ist. Allerdings liegt der Schraubkanal oftmals ungünstig, führt durch Höckerspitzen oder Inzisalkanten, und kann durch Schwächung der dortigen Keramik zu Absplitterungen führen. Der Verschluss des Schraubkanals im sichtbaren bukkalen Bereich mit Komposit schränkt zudem die Ästhetik ein. Auch Schraubenlockerungen sind möglich. Nichtsdestotrotz ist die verschraubte Befestigungsvariante der zementierten zumindest ebenbürtig.<sup>35</sup>

### **1.4.2 Zementierung**

Das Zementieren der Versorgung auf das Implantat ist eine sehr einfache Art der Befestigung. Die Vorteile liegen unter anderem in der Absence eines ästhetisch störenden und die Krone schwächenden Schraubkanals. Auch werden minimale Inkongruenzen zwischen Implantat und Krone durch den Zementspalt ausgeglichen. Die Zementierung erfolgt in den meisten Fällen provisorisch damit man die Versorgung bei Komplikationen wieder vom Implantat trennen kann, allerdings gestaltet sich die Abnahme auch bei einer provisorischen Zementierung um einiges schwieriger als bei einer verschraubten Befestigung, nicht selten kommt es dadurch zu Absplitterungen oder zur Zerstörung der restaurativen Arbeit. Einen weiteren Nachteil dieser Befestigungsvariante stellen etwaige subgingivale Zementreste dar, diese stehen im Verdacht die Chance einer Periimplantitis zu erhöhen. Neben der Verschraubung ist die Zementierung aber die am häufigsten verwendete Befestigungsart von Restaurationen auf Implantaten.<sup>36</sup>

### **1.4.3 Adhäsive Befestigung**

Um die Widerstandsfähigkeit von Silikatkeramik oder Hybridkeramik auf Zirkondioxid-Implantaten zu erhöhen, kann man in manchen Fällen auf die adhäsive Befestigung der Versorgung am Implantat zurückgreifen um einen Verbundwerkstoff herzustellen. Der Nachteil dieser Methode ist die mangelnde Reparaturfähigkeit, da eine Abnahme der Krone nicht ohne Zerstörung dieser möglich ist. Auch ist die Studienlage hierzu nicht ausreichend. In diesem Gebiet ist noch weitere Forschung vonnöten.<sup>37</sup>

---

<sup>35</sup> 37., 38.

<sup>36</sup> 37., 38., 39.

<sup>37</sup> 35.

## **1.5 CAD/CAM**

CAD/CAM steht für „computer-aided design“ und „computer-aided manufacturing“, eine computer-gestützte Methode zur Fertigung von dentalen Restaurationen. Vor allem im Bereich der vollkeramischen Versorgung wird sie immer öfter herangezogen.<sup>38</sup>

Mit einem 3D-Scanner wird die zahnärztliche Präparation entweder direkt enoral oder auf einem herkömmlich gefertigten Gipsmodell abgetastet und digitalisiert. Der enorale Scan ist dabei technisch komplexer, aufgrund von Speichel und schlechter Erreichbarkeit, besitzt aber den Vorteil, dass ein herkömmlich hergestelltes Modell nicht mehr notwendig ist. Die erfassten Daten werden von einem Computer, der CAD-Einheit, verarbeitet, dort wird die gewünschte Restauration digital konstruiert. Im Anschluss wird der Datensatz von einer CAM-Einheit umgesetzt, entweder im 3D-Druck- oder einem Fräsverfahren. Das sehr häufig verwendete Fräsverfahren benutzt dabei konfektionierte Blöcke vornehmlich aus verschiedensten keramischen Materialien. Aufgrund der laufenden Verbesserung der Scan- und Herstellungstechnik und der damit einhergehenden Vorteile wird das CAD-CAM-Verfahren immer beliebter.<sup>39</sup>

## **1.6 Komplikationen**

Komplikationen, welche in Verbindung mit auf Implantaten basierenden Versorgungsmöglichkeiten auftreten, können grob in zwei Gruppen unterteilt werden:<sup>40</sup>

- **Prothetisch-technische Komplikationen:**  
Hierzu zählen alle Arten von Implantat- und Abutment-Frakturen, Schraubenlockerungen, Retentionsverlusten und Debonding. Auch „chipping“, also Absplitterungen der Keramik fallen in diese Kategorie.
- **Biologische Komplikationen:**  
Damit sind, abgesehen von unmittelbar nach der Implantation auftretenden Komplikationen wie Wundheilungsstörungen und fehlender Osseointegration, Perimukositis und Periimplantitis gemeint, einhergehend mit einem Verlust des marginalen Knochens.

---

<sup>38</sup> 40.

<sup>39</sup> 40., 41.

<sup>40</sup> 42., 43.

## 1.7 Hintergrund

Dentale Implantate sind eine heutzutage sehr häufig verwendete Möglichkeit fehlende Zähne zu ersetzen, der Erfolg dieser Methode beruht auf den Vorteilen gegenüber des konventionellen fixen Zahnersatzes:<sup>41</sup>

- Implantate besitzen mit über 95 % eine sehr hohe 10-Jahres-Überlebensrate
- Durch die Schonung der Nachbarzähne kommt es bei diesen zu weniger kariös bedingten Komplikationen und zu weniger Endodontien.
- Der Knochen im unbezahnten Gebiet wird durch eine Implantation eher erhalten als durch einen konventionellen Zahnersatz.

Das heute vorherrschende Implantat-Material ist mit weitem Abstand Titan. Titan ist gut formbar und ungiftig, besitzt gute mechanische Eigenschaften bei gleichzeitig geringer Dichte, passiviert schnell und besitzt die Fähigkeit zur Osseointegration. Allerdings kann es bei Patientinnen und Patienten mit sehr dünner Mukosa zu einem ästhetisch nicht sehr ansprechenden Durchschimmern der grauen Farbe des Titans kommen, was vor allem im Frontzahnbereich Probleme verursachen kann. Außerdem sind, wenngleich auch seltene, Fälle von Hypersensibilitäten auf und durch Titan in der Literatur beschrieben. Titan-Partikel stehen überdies im Verdacht degenerative Prozesse im peri-implantären Weichgewebe anzuregen.<sup>42</sup>

Zudem gibt es immer mehr Patientinnen und Patienten welche den Wunsch „metallfrei“ versorgt zu werden äußern. Um diesem Wunsch zu entsprechen bzw. die oben genannten Nachteile des Titans zu umgehen werden immer häufiger Implantate aus Zirkondioxid verwendet. Dieses Material besitzt aufgrund seiner hellen Farbe eine sehr gute Ästhetik, auch die Biokompatibilität und Erfolgsrate wurde in kurz- und mittelfristigen Studien als zufriedenstellend angegeben. Der Langzeiterfolg von Zirkondioxid-Implantaten ist allerdings noch ungenügend erforscht, weitere Studien sind notwendig um Zirkondioxid als Alternative zu Titan zu verifizieren.<sup>43</sup>

Bei den verwendeten Zirkondioxid-Implantaten handelt es sich vornehmlich um einteilige Implantate, welche gegenüber zweiteiligen Systemen den Nachteil aufweisen, dass Kau- und

---

<sup>41</sup> 44., 45.

<sup>42</sup> 46., 47., 48.

<sup>43</sup> 14., 49.

Weichteilkräfte direkt nach der Insertion auf sie einwirken, eine gedeckte Einheilung ist nicht möglich. Auch müssen einteilige Implantate sofort mit einem Provisorium versorgt werden, um ein adäquates Emergenzprofil für die Abformung und die definitive prothetische Versorgung zu gewährleisten.<sup>44</sup>

Mit der zunehmenden Verfügbarkeit von computergestützten Fertigungssystemen (CAD/CAM) und von mechanisch sehr belastbaren vollkeramischen Werkstoffen werden vollkeramische prothetische Versorgungen als Alternative zu herkömmlichen Verblend-Metall-Keramik-Krone immer beliebter. Vor allem die Werkstoffe Zirkondioxid und Lithiumdisilikat zeigen in kurz- und mittelfristigen Studien vielversprechende Ergebnisse.<sup>45</sup>

Vollkeramische Restaurationen wie zum Beispiel monolithische Lithiumdisilikat-Kronen bieten zwar eine sehr gute Ästhetik, die Langzeit-Studienlage ist aber noch bei weitem nicht ausreichend um sie guten Gewissens als gleichwertige Alternative zu den erprobten VMK-Kronen zu etablieren. Auch scheint die Art der Kronenbefestigung, zementiert versus verklebt, einen maßgeblichen Einfluss auf die Langzeitprognose der Versorgung zu haben. Eine Verklebung der Krone mit dem Implantat scheint die Stabilität zu fördern, die Belastbarkeit ist höher, wenngleich die Entfernung der Restauration bei etwaigen Komplikationen sehr erschwert wird. Sie ist aber dennoch zB. durch Er:YAK-Laser möglich.<sup>46</sup>

Um die Studienlage hinsichtlich des Outcomes von verschiedenen Kronenbefestigungsarten von CAD/CAM-gefertigten monolithischen Lithiumdisilikatkronen auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten etwas zu bereichern wurde die im Anschluss folgende präklinische Studie durchgeführt.

---

<sup>44</sup> 50.

<sup>45</sup> 51.

<sup>46</sup> 52., 53., 54.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Studiendesign und Ablauf

Die Studie wurde aufgrund der Ähnlichkeit der Protokolle in Kooperation mit Dr. Manuel Reinisch durchgeführt.

Ähnlichkeiten in Wort und Bild der folgenden Studienbeschreibung sind daher genannter Kooperation, den ähnlichen Protokollen und den gleichen verwendeten Materialien geschuldet.

Siehe dazu auch „Reinisch, M., Prothetische Komplikationen von Vollkeramikronen auf zweiteiligen Keramikimplantaten nach künstlicher Alterung, 2020, Diplomarbeit, Medizinische Universität Graz“.

Zwei Gruppen von jeweils zehn einem zentralen linken Inzisivus nachempfundenen Lithiumdisilikat-Vollkeramikronen wurden mittels unterschiedlicher Methoden auf standardisiert beschliffenen einteiligen Zirkon-Implantaten befestigt.

- Gruppe 1 (n=10):  
Adhäsive Befestigung mittels DTK-Kleber<sup>®</sup> (bredent medical GmbH & Co. KG, 89250 Senden, Germany)
- Gruppe 2 (n=10):  
Befestigung mittels eines kunststoffverstärkten Glasionomerezementes (FujiCEM2<sup>®</sup>, GC, Tokio, Japan)

Beide Gruppen wurden danach einer thermomechanischen Belastung ausgesetzt um die Alterung von fünf Jahren zu simulieren.

Alle Proben wurden laufend auf prothetische Komplikationen einschließlich Brüchen, Sprüngen, Absplitterungen, Schliffacetten und Dezementierungen untersucht, diese stellten die Hauptzielgröße der Studie dar.

Als Nebenzielgröße wurde das Überleben der Versorgung nach thermomechanischer Belastung definiert.

## 2.2 Materialien

Alle in der Studie verwendeten Materialien sind in unten stehender Tabelle aufgelistet:

Name	Hersteller	Material/Art	Lot.Nr.
whiteSKY <sup>®</sup> Implantat 4.0/12	breident medical GmbH & Co. KG, 89250 Senden, Germany	Zirkondioxid	470267
IPS E.max <sup>®</sup> CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Lithiumdisilikat- Glaskeramikblöcke	X25348
DIGI Scanspray weiß	Mälzer dental, 31515 Wunstorf, Germany	Entspiegelungsspray	15110
FujiCEM2 <sup>®</sup> , Light yellow	GC, Tokio, Japan	Kunststoffverstärkter Glasionomermertement	180808A
CoJet <sup>™</sup> Prep	3M ESPE, 41453 Neuss, Germany	Mikro-Strahlgerät	1181
CoJet <sup>™</sup> Sand	3M ESPE, 41453 Neuss, Germany	Blast-Coating Agent	5978927
DTK-Kleber <sup>®</sup> opak	breident medical GmbH & Co. KG, 89250 Senden, Germany	Dualhärtender Composite-Kleber	479641
K-Primer	breident medical GmbH & Co. KG, 89250 Senden, Germany	Keramik-Primer	108170
MKZ-Primer	breident medical GmbH & Co. KG, 89250 Senden, Germany	Primer für Metall und Oxydkeramik	410170
Remanium <sup>®</sup> star CL	Dentaurum GmbH & Co. KG, 75228 Ispringen, Germany	Chrom-Kobalt- Legierung für Laserdrucker	-
VITA <sup>®</sup> Ceramics Etch	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	Flusssäure 5%	78430
Airblock <sup>™</sup>	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA	Glyzerin-Gel	1801001250
Bluephase <sup>®</sup> 20i	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Polymerisationslampe	SNr. 511533
Pattern resin <sup>™</sup> LS Liquid	GC America Inc., Alsip, Illinois, USA	Selbsthärtendes Acrylharz; Flüssigkeit	1812111
Pattern resin <sup>™</sup> LS Powder	GC America Inc., Alsip, Illinois, USA	Selbsthärtendes Acrylharz; Pulver	1709145

Aquasil Ultra LV Impression Material, Light Body	Dentsply International Inc., Milford, Delaware, USA	Additionsvernetzendes Silikon- Abformmaterial	0704181
---	--	---	---------

*Tabelle 3: In der Studie verwendete Materialien*

### **2.2.1 WhiteSKY-Implantatsystem**

Das whiteSKY-Implantat ist ein einteiliges Zirkondioxid-Implantat der bredent medical GmbH & Co. KG, 89250 Senden, Germany, welches den transgingivalen Implantaten zuzurechnen ist. Es besitzt ein selbstschneidendes Doppelgewinde mit gestrahlter Oberfläche im Knochenbereich.

Indiziert sind whiteSKY-Implantate bei Einzelzahnversorgungen, kleinen Brücken als Schaltlücken und kleinen Brücken als Freundsituationen.

Die für die Studie verwendeten Implantate besitzen einen Durchmesser von 4,0 mm und sind im Knochenbereich 12 mm lang, die insgesamt Länge beträgt 21 mm. Die Länge des prothetischen Abschnitts/Aufbaus beträgt unbeschaffen 9 mm.

Die genutzten Implantate tragen die REF- bzw. Artikelnummer SKY4012C und bestehen aus Y-TZP (Yttrium-stabilisiertes, polykristallines, tetragonales) Zirkondioxid.



*Abbildung 1: Einteiliges WhiteSKY 4,0/12 Zirkondioxid-Implantat*

Das Einkürzen der Implantate ist laut Herstellerangaben mit einem Schnellläufer mit Wasserkühlung (mind. 50 ml/min) möglich, diamantierte Instrumente sind für den Beschliﬀ geeignet. Die Oberfläche muss zum Abschluss mit einem feinen Diamanten ﬁniert werden.

### **2.3 Vorbereitung und Adaptierung der Implantate**

Bei den verwendeten Implantaten handelt es sich um ein einteiliges System, welches unter bestimmten Umständen eine Adaptierung des prothetischen Abschnitts des Implantats voraussetzt.

Um ein standardisiertes Einkürzen aller zwanzig Proben zu ermöglichen wurde ein Implantat optisch gescannt, eine Beschliﬀ-Schablone mittels der Software „3Shape Dental Designer“ (Kulzer) digital designt und 3D-gedruckt (mlab cusing, Concept laser). Hierzu wurde eine 3D-Druck-fähige Chrom-Kobalt-Legierung (Remanium® star CL, Dentaurum GmbH & Co. KG, Germany) verwendet.

Dieser Schlüssel weist einen Durchmesser von 13 mm und eine Höhe von 4,2 mm auf, und besitzt mittig eine Ausnehmung für das Implantat (siehe folgende Abbildung).

Alle verwendeten Proben wurden anschließend vom gleichen Untersucher mit einem feinen rot-codierten Diamantbohrer unter Wasserkühlung gekürzt, das Resultat wurde unter dem Mikroskop (10fache Vergrößerung) kontrolliert.



*Abbildung 2: WhiteSKY 4,0/12 Implantat mit Schlüssel*

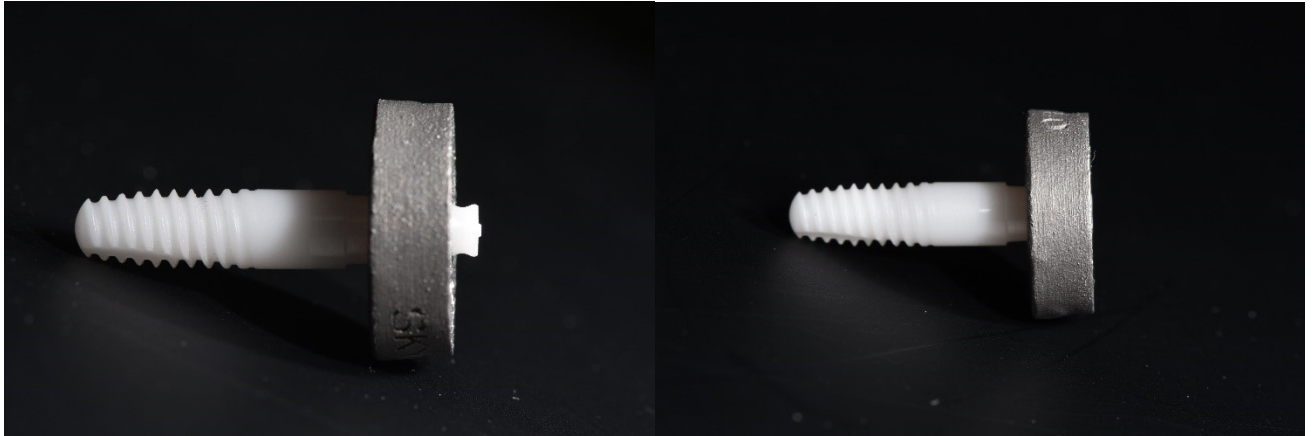


Abbildung 3: WhiteSKY 4,0/12 Implantat mit Schlüssel, unbeschiffen vs. beschliffen

## **2.4 Kronenherstellung und Befestigung**

### **2.4.1 Herstellung**

Ein nach obigen Protokoll beschliffenes Implantat wurde in einem Oberkiefer-Gipsmodell, stellvertretend für die enorale Situation, anstelle Zahn 21 befestigt. Die Befestigung erfolgte dabei provisorisch mit Peripheriewachs.

Für eine bessere Kontrastierung wurde die Oberfläche des prothetischen Anteils des Implantats mit einem Kontrast-Spray (DIGI Scanspray, Mälzer dental, Germany) benetzt, danach wurde die Probe inklusive der Modell-Nachbarzähne mit einem optischen Intraoral-Scanner abgetastet (Cerec Omnicam, PC Hardware V3.2.1., Dentsply Sirona, Bensheim, Germany).

Im Anschluss erfolgte die digitale Erstellung eines linken oberen zentralen Inzisvus (Cerec SW 4.5.2., Dentsply Sirona) und die Übermittlung an eine CAM-Einheit (Cerec inLab MCXL, Dentsply Sirona).



Abbildung 4: Kronendesign mit CEREC

Insgesamt wurden aus derselben Datengrundlage 20 Lithiumdisilikat-Vollkeramikkrone aus IPS e.max® (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) CAD-Blöcken gefertigt, die knapp über dem palatinalen Kronenrand gelegenen Fräszapfen wurden immer von der gleichen Person mithilfe eines Diamantbohrers entfernt.

Nach erfolgter Sinterung wurden die Proben mit ölfreier Luft und ölfreiem Wasser gereinigt und mit 96%igen Ethanol entfettet.



Abbildung 5: CAD/CAM Lithiumdisilikatkrone e.max ungesintert



Abbildung 6: CAD/CAM Lithiumdisilikatkrone e.max gesintert

## 2.4.2 Befestigung der Kronen

### 2.4.2.1 DTK-Kleber®

Die Innenseiten der zehn mit DTK-Kleber® (bredent medical GmbH & Co. KG, Germany) zu befestigenden Lithiumdisilikat-Kronen wurden mit Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ; CoJet™ Sand, 3M ESPE, Germany, Korngröße 30  $\mu\text{m}$ ) unter 1 bar für ca. 15 sec aufgeraut, allfällige Sandrückstände wurden mit ölfreier Luft entfernt.

Die vorkonditionierten Innenflächen der Kronen wurden für 20 Sekunden mit 5%iger Flusssäure geätzt und anschließend für 60 sec mit ölfreiem Wasser gespült. Danach wurde die Oberfläche mit ölfreier Luft für etwa 20 sec getrocknet.

Die für die Befestigung relevante Oberfläche der Implantate wurde ebenfalls für 15 sec unter gleichen Druckverhältnissen mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , 30  $\mu\text{m}$ , abgestrahlt, auch hier wurden die Kornreste wie oben beschrieben beseitigt.

Die weitere Konditionierung der Kronen erfolgte durch Bestreichen mit K-Primer (bredent medical GmbH & Co. KG, Germany) mithilfe eines Pinsels mit anschließender Trocknungszeit von 30 sec.

Die Implantatoberfläche wurde wiederum mit MKZ-Primer (bredent medical GmbH & Co. KG, Germany) bestrichen (indiziert bei Metall und Oxydkeramik), auch hier betrug die Trocknungszeit 30 sec.

DTK-Kleber<sup>®</sup> opak wurde auf die Innenseite der Kronen appliziert und die Kronen mit Fingerdruck auf dem Implantat fixiert. Mittels einer Polymerisationslampe (Bluephase<sup>®</sup> 20i, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) wurde der Kleberüberschuss für 5-10 sec angehärtet und anschließend mit einem Universalscaler (Universalscaler M23, Deppeler SA) entfernt und der Randschluss kontrolliert.

In weiterer Folge wurde unter bestehender Fixierung durch Fingerdruck jede Seite des Implantats für eine Minute mit Polymerisationslampe im High-Power-Modus ausgehärtet.

Um eine vollständige Auspolymerisation zu erreichen wurden die Proben danach für 24 h in einer 37 °C warmen isotonen Kochsalzlösung gelagert.<sup>47</sup>

Protokoll DTK-Kleber <sup>®</sup>	
Lithiumdisilikat-Krone	Zirkondioxid-Implantat
Abstrahlen mit Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 30 µm, unter 1 bar, 15 sec	Abstrahlen mit Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 30 µm, unter 1 bar, 15 sec
Entfernung Sandreste mit ölfreier Luft	Entfernung Sandreste mit ölfreier Luft
Ätzen mit 5%iger Flussäure, 20 sec	
Spülung mit ölfreiem Wasser, 60 sec	
Trocknung mit ölfreier Luft, 20 sec	
Bestreichen mit K-Primer, Trocknungszeit 30 sec	Bestreichen mit MKZ-Primer, Trocknungszeit 30 sec
Applikation DTK-Kleber und Zusammenführung Krone/Implantat	
Anhärten Kleberüberschuss 5-10 sec und Entfernung desselben	
Aushärten 1 min pro Seite	

Tabelle 4: Protokoll DTK-Kleber

#### 2.4.2.2 FujiCEM2<sup>®</sup>

Sowohl die Innenseiten der zahn mit FujiCEM2<sup>®</sup> (GC, Tokio, Japan) zu befestigenden Kronen als auch die zugehörigen Implantate wurden wie oben beschrieben mit Aluminiumoxid vorkonditioniert.

Die Kronen wurden mit 5%iger Flussäure für 20 sec geätzt, die Spülung erfolgte mit ölfreiem Wasser für 60 sec. Nach 20 sekundiger Trocknung mit ölfreier Luft wurde

<sup>47</sup> 55., 56.

FujiCEM2® ins Innere der Kronen appliziert, und diese mit Fingerdruck auf den Implantaten fixiert. Nach einer Aushärtungszeit von etwa zwei Minuten wurde der nun gelee-artige Zementüberschuss mit einem Scaler (Universalscaler M23, Deppeler SA) entfernt und der Randschluss kontrolliert. Danach erfolgte eine Aushärtung unter bestehendem Fingerdruck für weitere 2:30 min.

Auch bei dieser Gruppe wurden die Proben anschließend für 24 h in einer isotonen, 37 °C warmen Kochsalzlösung gelagert.

Protokoll FujiCEM2®	
Lithiumdisilikat-Krone	Zirkondioxid-Implantat
Abstrahlen mit Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 30 µm, unter 1 bar, 15 sec	Abstrahlen mit Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 30 µm, unter 1 bar, 15 sec
Entfernung Sandreste mit ölfreier Luft	Entfernung Sandreste mit ölfreier Luft
Ätzen mit 5%iger Flussäure, 20 sec	
Spülung mit ölfreiem Wasser, 60 sec	
Trocknung mit ölfreier Luft, 20 sec	
Applikation FujiCEM2® und Zusammenführung Krone/Implantat	
Aushärtezeit ca. 2 min und Entfernung der gelee-artigen Zementüberschüsse	
Weitere Aushärtezeit 2:30 min	

Tabelle 5: Protokoll FujiCEM2

## 2.5 Thermocycling

Alle zwanzig Proben wurden nach der Auspolymerisationszeit von 24 h einer thermischen Belastung ausgesetzt.

Die künstliche Alterung von fünf Jahren wurde dabei durch 3 000 Zyklen zwischen 0-5 °C und 45-50 °C für jeweils 60 sec simuliert, unter Verwendung eines Thermocyclers (Temperaturwechsel Zahn Prüfgerät BT1).

Die Pause zwischen den einzelnen Zyklen betrug 7 sec.



Abbildung 7: Thermocycler; Bild mit freundlicher Genehmigung von Dr. Manuel Reinisch

## 2.6 Einbettung

Für die standardisierte Einbettung der Proben in Pattern resin<sup>®</sup> LS (GC America Inc., USA) wurde eine Probe zunächst in einen vorgebohrten Block aus Aquasil Ultra LV (Dentsply International Inc., USA) einem additionsvernetzenden Light-Body-Abformmaterial, inseriert, die Insertionstiefe betrug 1,5 mm epikrestal um die Alveolarknochenabsorption nach ein bis zwei Jahren zu simulieren. Dieser Block wurde anschließend an der Oberfläche mit Glycerin isoliert (ohne die Implantatoberfläche damit zu benetzen) und in eine Kunststoffröhre (50 ml, 30 mm Außendurchmesser, 28 mm Innendurchmesser) eingeführt.

Wieder wurde mit einer A-Silikon-Abformmasse (Aquasil Ultra LV) eine Einbettform über den Kronenteil der Probe erstellt, diese wurde einseitig geschlitzt um die Reposition der verschiedenen Proben in die Form zu ermöglichen.

Das untere Ende der Kunststoffröhre wurde im Winkel von 45° abgeschnitten um die physiologische Angulation der Oberkiefer- zu den Unterkiefer-Frontzähnen zu simulieren (135° zur Horizontalebene).

Die Proben wurden nun einzeln in die Aquasil-Einbettform eingepasst, diese wiederum in die Kunststoffröhre eingeführt, welche in weiterer Folge mit Pattern resin<sup>®</sup> LS aufgefüllt wurde.



Abbildung 9: Einseitig geschlitzte Einbettungsform

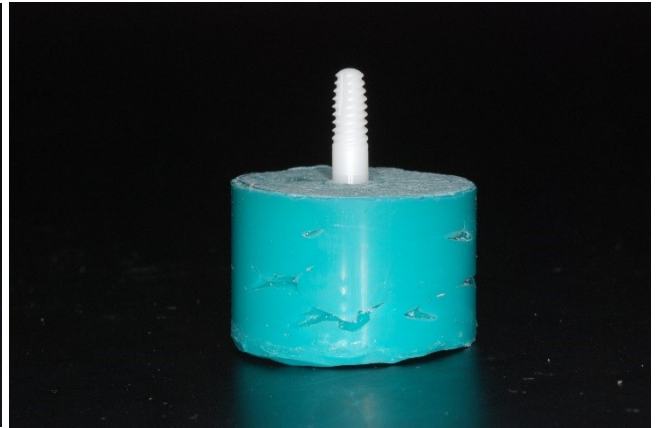


Abbildung 8: Einbettungsform mit Implantat



Abbildung 10: Im 45° Winkel abgeschnittene Kunststoffröhre inkl. Einbettungsform samt Implantat

## 2.7 Kaubelastung

Die eingebetteten Implantate inkl. Kronen wurden anschließend einer Kausimulation unterzogen.

Um die angestrebte Alterung von fünf Jahren zu simulieren sind dazu 1,2 Millionen Kauzyklen notwendig.<sup>48</sup>

---

<sup>48</sup> 57.

Die Proben wurden im Kausimulator so positioniert, dass die standardisierten Metallantagonisten mit 3 mm Durchmesser die Kronen auf der palatinalen Seite im Winkel von  $135^\circ$  zur Horizontalebene mittig 2 mm unter der Inzisalkante trafen.

Die Kraft wurde auf 100 N festgelegt, die Frequenz betrug zwei Hertz (Position der Metallantagonisten 0,3 sec unten auf Kontakt mit den Kronen und 0,2 sec oben).

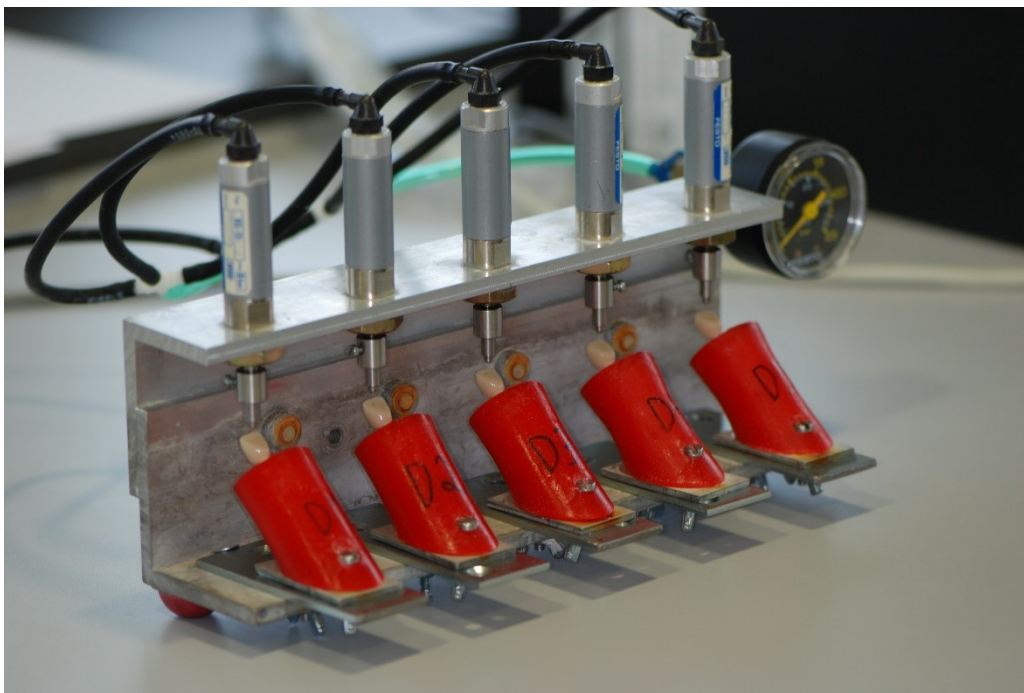


Abbildung 11: Versuchsanordnung im Kausimulator

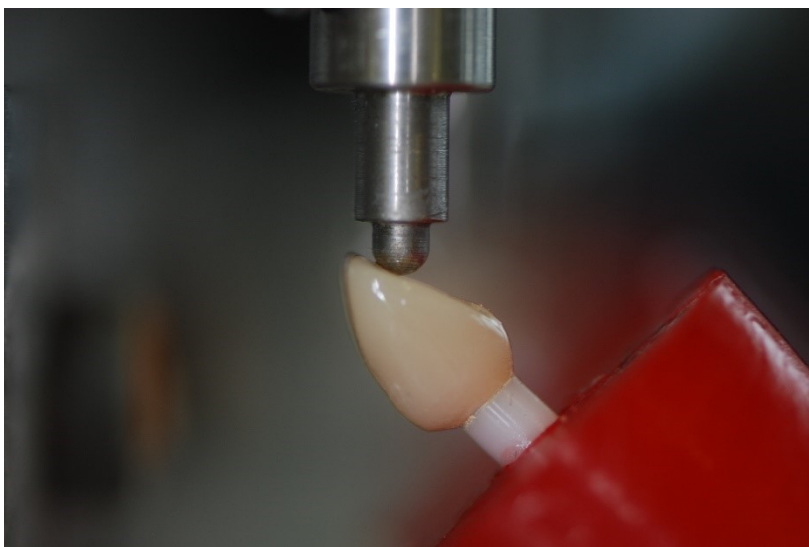


Abbildung 12: Metallantagonistenkontakt im Winkel von  $135^\circ$  zur Horizontalebene, palatinal 2 mm unterhalb der Inzisalkante

### **2.7.1 Untersuchung auf prothetische Komplikationen**

Alle Proben wurden nach dem Thermocycling und alle 86 400 Zyklen (12 h Kau-Simulationsdauer bei 2 Hertz) unter dem Mikroskop (Global A6, St. Louis, USA) mit 20facher Vergrößerung auf prothetische Komplikationen wie Brüche, Sprünge, Schliffacetten, Absplitterungen und Dezementierungen untersucht. Die Art der Komplikation sowie der Zeitpunkt des Auftretens wurden dokumentiert.

### **2.8 Statistische Auswertung**

Die Hauptzielgröße der durchgeführten Studie waren die bei den Proben auftretenden prothetischen Komplikationen während der Temperatur- bzw. Kaubelastung, die Nebenzielgröße das Überleben der Implantate nach einer Alterung von fünf Jahren. Andere vergleichbare Studien verwendeten acht Proben pro Gruppe um statistisch signifikante Ergebnisse zu erzielen, diese Untersuchung ordnete jeder Versuchsgruppe zehn Proben zu.<sup>49</sup>

Der Vergleich zwischen den beiden Gruppen wurde auf Basis des Mann-Whitney-U-Tests berechnet, die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS Statistics (Version 25, IBM, Armonk, USA).

Das Signifikanzniveau wurde mit  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

## **3 Ergebnisse – Resultate**

Als Hauptzielgröße wurde das Auftreten von prothetischen Komplikationen wie Brüchen, Sprüngen, Absplitterungen, Schliffacetten und Dezementierungen herangezogen.

Nach der rein thermischen Belastung im Thermocycler kam es bei keinem der in vitro versorgten Implantate zu einer prothetischen Komplikation, nach der mechanischen Belastung im Kausimulator wiesen alle Proben beider Gruppen Schliffacetten auf.

Andere Komplikationen (Brüche, Sprünge, Absplitterungen und Dezementierungen) konnten nicht beobachtet werden.

---

<sup>49</sup> 57., 58.

### 3.1 Resultate Gruppe 1, Adhäsive Befestigung

In dieser Gruppe kam es lediglich zu Schliiffacetten, andere prothetische Komplikationen traten nicht auf.

Die erste unter dem Mikroskop (Global A6, St. Louis, USA) bei 20facher Vergrößerung sichtbare Schliiffacetten im Bereich des antagonistischen Kontakts trat nach 36 h bzw. nach 259 200 Kauzyklen auf, nach 132 h bzw. 950 400 Zyklen wiesen alle zehn Proben dieser Gruppe genannte Komplikation auf.

Der Mittelwert des Auftretens der Schliiffacetten beträgt 74,4 h mit einer Standardabweichung von 44,7 h.

Die mittlere Zyklenanzahl des Erscheinens der prothetischen Komplikation beträgt 613 440 Zyklen mit einer Standardabweichung von 213 392 Zyklen.

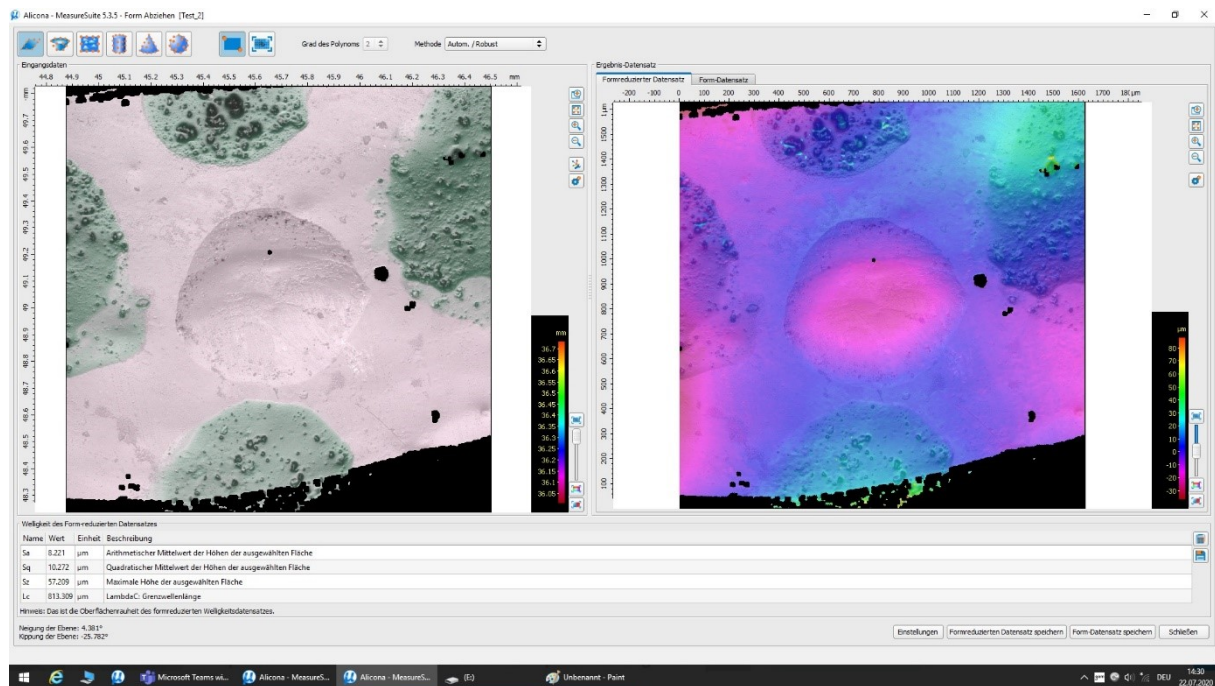


Abbildung 13: Schliiffacetten und Heatmap derselben unter dem Alicona-Mikroskop

### 3.2 Gruppe 2: Befestigung mittels kunststoffverstärkten Glasionomermaterials

Auch in dieser Gruppe kam es wie in Gruppe 1 Schliiffacetten, die erste trat ebenfalls nach 36 h bzw. 259 200 Kauzyklen auf, alle Proben wiesen nach 120 h bzw. 864 000 Zyklen Schliiffacetten auf.

Der Mittelwert des Auftretens der Schliiffacetten liegt bei 72,6 h bzw. 561 600 Zyklen, mit einer Standardabweichung von 37,1 h und 212 613,45 Zyklen.

### 3.3 Zusammenfassung

Statistisch zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (Mann Whitney-U Test), weder in den Stunden ( $p = 0,912$ ) noch in den Zyklen ( $p = 0,631$ ).

Stunden	Adhäsive Befestigung		Zementierung	
	Anzahl	Kumulativ	Anzahl	Kumulativ
12	0	0	0	0
24	0	0	0	0
36	1	1	1	1
48	0	1	2	3
60	2	3	1	4
72	1	4	1	5
84	2	6	1	6
96	1	7	1	7
108	1	8	2	9
120	1	9	1	10
132	1	10	0	10
<b>Mittlere Stunden</b>	<b>74,4 Stunden</b> (Standardabw. 44,7)		<b>72,6 Stunden</b> (Standardabw. 37,1)	
<b>Mittlere Zyklanz.</b>	<b>613440 Zyklen</b> (Standardabw. 213392)		<b>561600 Zyklen</b> (Standardabw. 212613,452)	

Abbildung 14: Auftreten der Ereignisse über die Zeit, sowie Mittelwerte und Standardabweichung

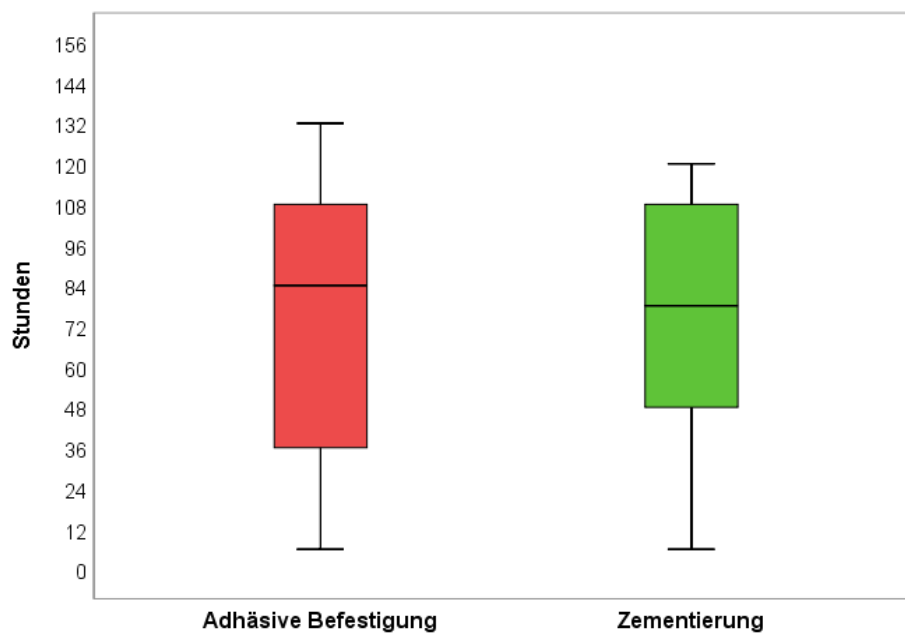


Abbildung 15: Boxplot Adhäsive Befestigung vs. Zementierung über die Zeit

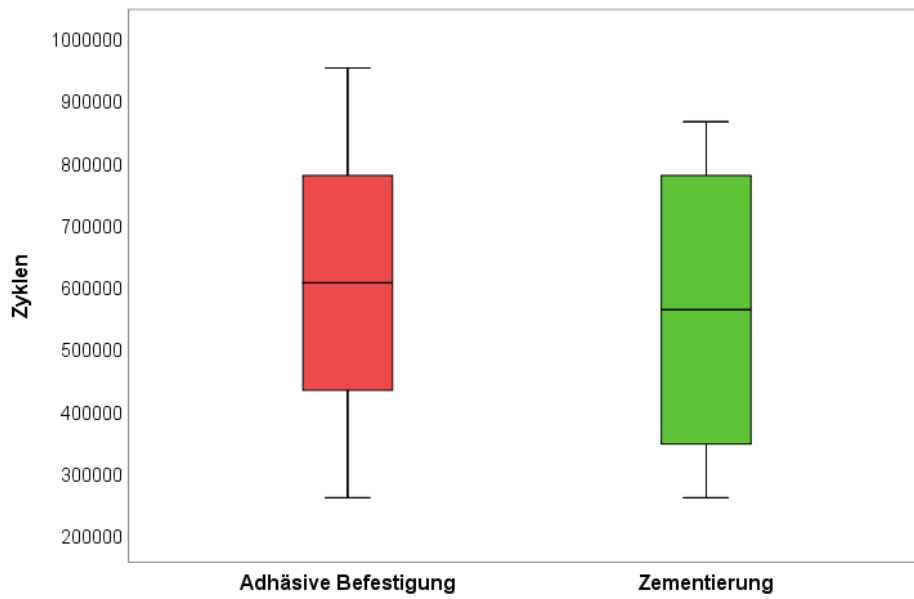


Abbildung 16: Boxplot Adhäsive Befestigung vs. Zementierung über die Zyklen

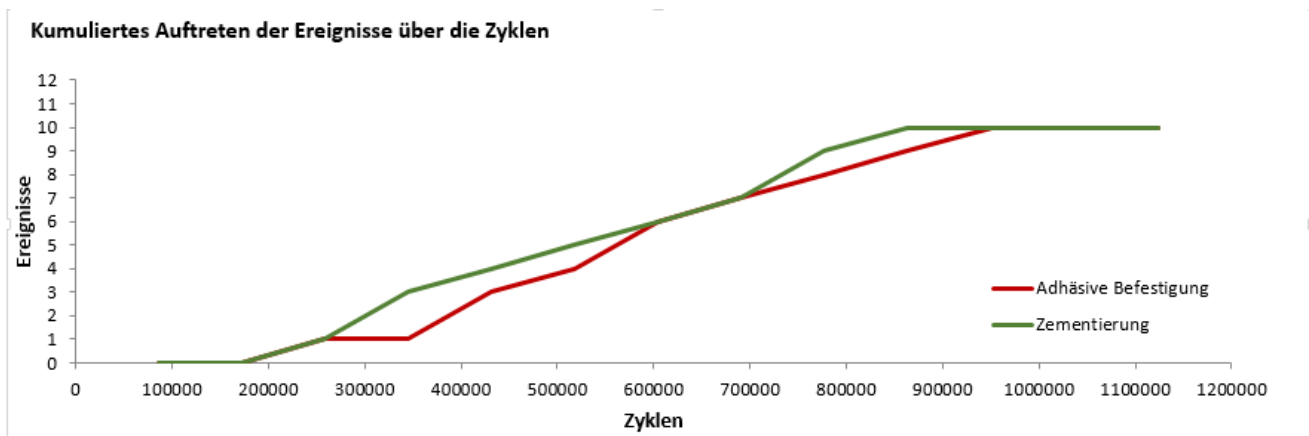


Abbildung 17: Kumuliertes Auftreten der Ereignisse/Schliffacetten über die Zyklen

### 3.4 Implantat-Überlebensrate

Die als Nebenzielgröße festgelegte Implantat-Überlebensrate lag bei beiden untersuchten Gruppen bei 100%.

## 4 Diskussion

Die durchgeführte in-vitro Studie, bei welcher CAD/CAM gefertigte monolithische Lithiumdisilikatkronen, welche einem oberen zentralen linken Inzisivus nachempfunden wurden, auf zwei verschiedene Arten mit einem einteiligen Zirkondioxid-Implantat verbunden wurden, sollte einen allfälligen Zusammenhang zwischen prothetischen Komplikationen und der Art der Befestigung nachweisen.

Mit zunehmender Popularität von „metall-freien“ Restaurationen gewinnen Alternativen zum bisher hauptsächlich verwendeten Implantat-Material Titan immer mehr an Bedeutung. Einen vielversprechenden Kandidaten stellt dabei das Yttrium-stabilisierte Zirkondioxid dar. Es ist ungiftig, aufgrund seiner hellen Farbe ästhetischer als das graue Titan, und weist sehr gute mechanische Eigenschaften auf.<sup>50</sup>

Gleichzeitig wird bei der Fertigung von Kronen/Brücken immer öfter auf die CAD/CAM-Technologie zurückgegriffen, eine sehr genaue, ästhetische, schnelle und ökonomisch vorteilhafte Fertigungsweise, die mechanische Stabilität dieser so gefertigten vollkeramischen Restaurationen ist aber teilweise strittig und sollte noch besser untersucht werden. Nach einer Studie von Nueesch et al., 2018, nimmt zudem die Art der Befestigung der prothetischen Restauration beträchtlichen Einfluss auf deren mechanische Stabilität, eine adhäsive Befestigung steigert diese. Durch diverse Arbeitsschritte wie Primern und Bonden der Werkstücke ist sie aber techniksensitiver und zeitintensiver als zB. eine Zementierung mit kunststoffverstärkten Glasionomerezement.<sup>51</sup>

Die durchgeführte Studie ist ein Schritt auf dem Weg eine Alternative zur klassischen Versorgung von Titan-Implantaten mit VMK-Kronen zu finden.

Die Protokolle, um in-vitro die thermische Belastung von fünf Jahren zu simulieren, sind in der Literatur stark uneinheitlich. Eine Untersuchung von Palmer et al., 1992, maß die enorale Temperatur von Probandinnen und Probanden während des Trinkens von sehr heißen bzw. sehr kalten Getränken, die Werte schwankten zwischen 0°C und 67°C.<sup>52</sup>

Die meisten ein Thermocycling involvierende Studien verwenden aber Temperaturen von 5°C-55°C oder diesem Bereich sehr ähnliche Werte.<sup>53</sup>

---

<sup>50</sup> 53., 58.

<sup>51</sup> 53.

<sup>52</sup> 59.

<sup>53</sup> 51., 60., 61.

Auch in der Anzahl der Zyklen divergieren die verwendeten Protokolle, eine Belastung von 3000 Zyklen ist aber durchaus üblich.<sup>54</sup>

Die Einbettung der Proben erfolgte in Pattern resin LS, das Material weist ein Elastizitätsmodul von 12 GPa auf. Dies entspricht in etwa dem Elastizitätsmodul von Knochen, welches zwischen 10-18 GPa liegt, die anatomischen Verhältnisse wurden also bestmöglich nachgestellt.<sup>55</sup>

Um den physiologischen Winkel zwischen oberen und unteren Inzisiven nachzustellen, wurden die Implantate in einem 135° Winkel zur Horizontalen bzw. einem 45° Winkel zur Vertikalen eingebettet. Der physiologische Winkel beträgt in etwa 128° zur Horizontalen oder 52° zur Vertikalen, mit einer großen Varianz, zB. nach kieferorthopädischen Behandlungen oder Fehlstellungen. Der gewählte 135° Winkel, welcher sich auch in der Literatur wiederfindet, soll auch diese Fälle abdecken, bzw. stellt er eine etwas größere Belastung für die Proben dar als der 128° Winkel.<sup>56</sup>

Da trotz der höheren Belastung alle Proben die fünfjährige Alterung überlebt haben, kann davon ausgegangen werden, dass derartige Restaurationen auch in-vitro den Kaukräften für mindestens fünf Jahre standhalten.

Eine prothetische Versorgung muss hohen Kräften standhalten. Die auf sie einwirkende Kaukraft ist individuell sehr unterschiedlich, kann aber 400-1100 N erreichen, die Belastung der Frontzähne ist dabei von deren Stellung und der Abstützung im Seitenzahnbereich abhängig. Sie liegt nach einer Studie von Fontijn-Tekamp et al. bei einer normalen Kautätigkeit aber bei 60-75 N.<sup>57</sup>

Die in der Studie verwendete Kraft von 100 N ist im oberen Belastungsbereich angesiedelt, die in-vitro Kaukräfte sind wahrscheinlich niedriger.<sup>58</sup>

Um eine mechanische Belastung von fünf Jahren zu erzielen sind 1,2 Millionen Kauzyklen notwendig, diese Zahl stützt sich auf die Annahme dass pro Jahr ca. 240 000-250 000

---

<sup>54</sup> 62., 63.

<sup>55</sup> 58., 64., 65.

<sup>56</sup> 66., 67., 68.

<sup>57</sup> 58., 69., 70.

<sup>58</sup> 57., 71.

Antagonistenkontakte stattfinden. Dieses Protokoll wird auch in der Literatur sehr häufig genutzt.<sup>59</sup>

Die für die Kausimulation verwendeten Metall-Antagonisten führten in der Studie zu sehr ausgeprägten Schliffacetten. Es ist anzunehmen dass die Belastung durch die Härte des Materials nicht ganz der physiologischen Situation entspricht und dementsprechend höher liegt. Um sich der enoralen Situation anzunähern wurde in einigen Vergleichsstudien Antagonisten aus Steatit verwendet, deren Verwendung vielleicht auch in Folgestudien angeraten ist.<sup>60</sup>

In einer Studie von Nueesh et al. kommt man zu dem Schluss, dass eine provisorische Befestigung von Vollkeramikronen auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten eine ungenügende Stabilität aufweist, um diese zu erhöhen wird eine adhäsive Befestigung angeraten, welche auch Thema der durchgeführten Studie war.<sup>61</sup>

Die experimentelle in-vitro Studie ist ein erster Schritt die Belastbarkeit und damit auch die Verwendbarkeit von anterioren CAD/CAM gefertigten monolithischen Lithiumdisilikatcronen auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten zu überprüfen. Die Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass diese Art der Versorgung der enoralen Situation für zumindest fünf Jahre ohne häufige nennenswerte prothetischen Komplikationen Widerstand bieten sollte. Nichtsdestotrotz werden noch dringend weitere Studien benötigt.

## **5 Konklusion**

Aus dieser präklinischen Studie kann, unter Berücksichtigung aller Limitationen, der Schluss gezogen werden, dass anteriore monolithische CAD/CAM gefertigte Lithiumdisilikatcronen auf einteiligen Zirkondioxid-Implantaten der enoralen Situation für zumindest fünf Jahre standhalten sollten. Es gab keine statistische Signifikanz zwischen den beiden untersuchten Befestigungsarten. Weitere Studien mit einer größeren Probenanzahl und anderen Befestigungsmaterialien sind dringend angeraten, auch Vergleichsgruppen mit Implantaten von anderen Herstellern wären von Vorteil.

---

<sup>59</sup> 51., 58., 72.

<sup>60</sup> 51., 58., 71., 72.

<sup>61</sup> 53.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76(1):11-26.
2. Saeidi Pour R, Freitas Rafael C, Engler M, Edelhoff D, Klaus G, Prandtner O, et al. Historical development of root analogue implants: a review of published papers. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2019;57(6):496-504.
3. Babbush CA. Endosteal blade-vent implants. *Dent Clin North Am.* 1986;30(1):97-115.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(5):327.
5. Jiang X, Yao Y, Tang W, Han D, Zhang L, Zhao K, et al. Design of dental implants at materials level: An overview. *J Biomed Mater Res A.* 2020.
6. Chu S, Ahmad I. A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspathic porcelain. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2005;17(9):593-8; quiz 600.
7. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
8. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials (Basel).* 2020;13(5).
9. Osman RB, Swain MV. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials (Basel).* 2015;8(3):932-58.
10. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367-76.
11. Eliaz N. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review. *Materials (Basel).* 2019;12(3).
12. Assal PA. The osseointegration of zirconia dental implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2013;123(7-8):644-54.
13. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-7.
14. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):121-33.
15. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1):e58.
16. Abbas S, Maleksaeedi S, Kolos E, Ruys AJ. Processing and Properties of Zirconia-Toughened Alumina Prepared by Gelcasting. *Materials (Basel).* 2015;8(7):4344-62.
17. Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y. Nanocrystalline, ultra-degradation-resistant zirconia: its grain boundary nanostructure and nanochemistry. *Sci Rep.* 2014;4:4758.
18. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975;258(5537):703-4.
19. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):797-819.
20. Mantripragada VP, Lecka-Czernik B, Ebraheim NA, Jayasuriya AC. An overview of recent advances in designing orthopedic and craniofacial implants. *J Biomed Mater Res A.* 2013;101(11):3349-64.
21. Alothman Y, Bamasoud MS. The Success of Dental Veneers According To Preparation Design and Material Type. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6(12):2402-8.
22. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):134.
23. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:84-96.

24. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res.* 2018;97(2):132-9.
25. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JM, et al. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci.* 2016;17(7).
26. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater.* 2016;7(3).
27. Musani S, Musani I, Dugal R, Habbu N, Madanshetty P, Virani D. An in vitro Comparative Evaluation of Micro Tensile Bond Strength of Two metal bonding Resin Cements bonded to Cobalt Chromium alloy. *J Int Oral Health.* 2013;5(5):73-8.
28. Gavranović-Glamoč A, Ajanović M, Korać S, Zukić S, Strujić-Porović S, Kamber-Ćesir A, et al. Evaluation of the water sorption of luting cements in different solutions. *Acta Med Acad.* 2017;46(2):124-32.
29. Karpavicius D, Stasikelyte M, Baseviciene N, Sakalauskaite U, Ratkute S, Razukevicius D. The determination of pH of peri-implant crevicular fluid around one-piece and two-piece dental implants: A pilot study. *Clin Exp Dent Res.* 2019;5(3):236-42.
30. Wu AY, Hsu JT, Chee W, Lin YT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Formos Med Assoc.* 2016;115(9):794-800.
31. Rajput N, K PS, G R, S CC, Mohammed J. Minimally invasive transmucosal insertion and immediate provisionalization of one-piece implant in partially edentulous posterior mandible. *J Clin Diagn Res.* 2013;7(9):2070-3.
32. Valente M, Castro DT, Shimano AC, Reis ACD. Influence of an Alternative Implant Design and Surgical Protocol on Primary Stability. *Braz Dent J.* 2019;30(1):47-51.
33. Di Stefano DA, Arosio P, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Correlation between Implant Geometry, Bone Density, and the Insertion Torque/Depth Integral: A Study on Bovine Ribs. *Dent J (Basel).* 2019;7(1).
34. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int.* 2016;2016:6285620.
35. Rohr N, Brunner S, Martin S, Fischer J. Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):138-45.
36. Hamed MT, Abdullah Mously H, Khalid Alamoudi S, Hossam Hashem AB, Hussein Naguib G. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2020;12:9-16.
37. Ragauskaitė A, Žekonis G, Žilinskas J, Gleiznys A, Ivanauskienė E, Gleiznys D. The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija.* 2017;19(2):44-50.
38. Jain JK, Sethuraman R, Chauhan S, Javiya P, Srivastava S, Patel R, et al. Retention failures in cement- and screw-retained fixed restorations on dental implants in partially edentulous arches: A systematic review with meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(3):201-11.
39. Zandim-Barcelos DL, Carvalho GG, Sapata VM, Villar CC, Hämmerle C, Romito GA. Implant-based factor as possible risk for peri-implantitis. *Braz Oral Res.* 2019;33(suppl 1):e067.
40. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
41. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:97-106.

42. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:184-98.
43. Cruz RS, Lemos CAA, Batista VES, Oliveira H, Gomes JML, Pellizzer EP, et al. Short implants versus longer implants with maxillary sinus lift. A systematic review and meta-analysis. *Braz Oral Res.* 2018;32:e86.
44. Gupta R, Gupta N, Weber KK. *Dental Implants.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing  
Copyright © 2020, StatPearls Publishing LLC.; 2020.
45. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):7-21.
46. Přikrylová J, Procházková J, Podzimek Š. Side Effects of Dental Metal Implants: Impact on Human Health (Metal as a Risk Factor of Implantologic Treatment). *Biomed Res Int.* 2019;2019:2519205.
47. Hafezeqoran A, Koodaryan R. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biomed Res Int.* 2017;2017:9246721.
48. Koller M, Steyer E, Theisen K, Stagnell S, Jakse N, Payer M. Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(4):388-96.
49. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1403-17.
50. Payer M, Arnetzl V, Kirmeier R, Koller M, Arnetzl G, Jakse N. Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a prospective case series - results after 24 months of clinical function. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):569-75.
51. Elshiyab SH, Nawafleh N, Öchsner A, George R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(1):65-72.
52. Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017;12(12):Cd009606.
53. Nueesch R, Conejo J, Mante F, Fischer J, Märtin S, Rohr N, et al. Loading capacity of CAD/CAM-fabricated anterior feldspathic ceramic crowns bonded to one-piece zirconia implants with different cements. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(2):178-86.
54. Deeb JG, Bencharit S, Dalal N, Abdulmajeed A, Grzech-Leśniak K. Using Er:YAG laser to remove lithium disilicate crowns from zirconia implant abutments: An in vitro study. *PLoS One.* 2019;14(11):e0223924.
55. Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent.* 2010;35(2):203-10.
56. Marchesi G, Navarra CO, Cadenaro M, Carrilho MR, Codan B, Sergio V, et al. The effect of ageing on the elastic modulus and degree of conversion of two multistep adhesive systems. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(3):304-10.
57. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(5):565-71.
58. Kohal RJ, Kilian JB, Stampf S, Spies BC. All-Ceramic Single Crown Restoration of Zirconia Oral Implants and Its Influence on Fracture Resistance: An Investigation in the Artificial Mouth. *Materials (Basel).* 2015;8(4):1577-89.
59. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-7.
60. Baumgart P, Kirsten H, Haak R, Olms C. Biomechanical properties of polymer-infiltrated ceramic crowns on one-piece zirconia implants after long-term chewing simulation. *Int J Implant Dent.* 2018;4(1):16.

61. Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Solá-Ruiz MF. Fracture resistance and the mode of failure produced in metal-free crowns cemented onto zirconia abutments in dental implants. *PLoS One*. 2019;14(8):e0220551.
62. Polychronakis N, Sarafianou A, Zissis A, Papadopoulos T. The Influence of Thermocycling on the Flexural Strength of a Polyamide Denture Base Material. *Acta Stomatol Croat*. 2017;51(4):309-15.
63. Meraji N, Camilleri J. Bonding over Dentin Replacement Materials. *J Endod*. 2017;43(8):1343-9.
64. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*. 1993;26(2):111-9.
65. Gharpure P, Kontogiorgos ED, Opperman LA, Ross CF, Strait DS, Smith A, et al. Elastic Properties of Chimpanzee Craniofacial Cortical Bone. *Anat Rec (Hoboken)*. 2016;299(12):1718-33.
66. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Hämmerle CH. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J*. 2011;30(4):554-62.
67. Moshiri S, Araújo EA, McCray JF, Thiesen G, Kim KB. Cephalometric evaluation of adult anterior open bite non-extraction treatment with Invisalign. *Dental Press J Orthod*. 2017;22(5):30-8.
68. Bae EJ, Kwon HJ, Kwon OW. Changes in longitudinal craniofacial growth in subjects with normal occlusions using the Ricketts analysis. *Korean J Orthod*. 2014;44(2):77-87.
69. Kato T, Yamaguchi T, Okura K, Abe S, Lavigne GJ. Sleep less and bite more: sleep disorders associated with occlusal loads during sleep. *J Prosthodont Res*. 2013;57(2):69-81.
70. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van THMA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*. 2000;79(7):1519-24.
71. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(2):158-66.
72. Preis V, Hahnel S, Behr M, Rosentritt M. In vitro performance and fracture resistance of novel CAD/CAM ceramic molar crowns loaded on implants and human teeth. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(4):300-7.