

Diplomarbeit

**2-teilige Keramikimplantate, eine Alternative zu
herkömmlichen Titanimplantaten?
Eine Literaturübersicht und Vorstellung einer
klinischen Studie**

eingereicht von

Peter Eyb

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit

unter der Anleitung von

Assoz. Prof. Priv.-Doz. Dr.med.univ. Dr.med.dent. et scient.med.

Michael Payer

und

Dr. med. dent. Elisabeth Steyer

Graz, 23.1.2020

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 23.1.2020

Peter Eyb e.h.

Danksagungen

Ich möchte mich als Erstes bei meinen Eltern bedanken, die mich in allen Belangen im Studium und auch außerhalb des Studiums in jeglicher Hinsicht immer unterstützt haben.

Ein großer Dank gilt meinen guten Freunden DDr. Stefan Gutmann und DDr. Matthäus Schwaiger. Sie sind mir immer bei allen Hochs und Tiefs beim Erstellen der Diplomarbeit beiseite gestanden.

Vielen Dank auch an Herrn Prof. Payer für die vielen Hilfestellungen und die große Geduld.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau Dr. Elisabeth Steyer bedanken, die mit mir sicher keinen leichten Diplomanten zu betreuen hatte und mir trotzdem immer freundlich und engagiert geholfen hat.

Zusammenfassung

Einleitung

Um einen Überblick über die Materialien Titan und Zirkoniumdioxid zu bekommen, wird auf die chemischen und physikalischen Eigenschaften beider Materialien eingegangen. Der geschichtliche Hintergrund, die Oberflächenbeschaffenheit, die Abformungsmöglichkeiten und das Design von Implantaten werden beschrieben und miteinander verglichen.

Material und Methoden

Es wurde eine Literaturrecherche in Internetsuchmaschinen wie Pubmed und Google Scholar durchgeführt. Des Weiteren wurde eine Studie über den Vergleich von 2-teiligen Zirkoniumdioxidimplantaten zu herkömmlichen Titanimplantaten vorgestellt. Diese Studie wird in Basel, Graz und Zürich durchgeführt. Pro Zentrum sollen 20 Titanimplantate und 20 Zirkoniumdioxidimplantate der Firma Straumann (Basel, Schweiz) implantiert werden. Innerhalb von drei Jahren sollen die Patienten in bestimmten Abständen (1,3,5,7-14 Tagen, 4,12,24,36 Monaten) untersucht und der Early-Wound-Healing-Index, der Plaque-index, der Papillen-Blutungs-Index, der Pink-esthetic-Score und der Papilla-Index erhoben werden. Zusätzlich wird in Basel die Schleimhautdurchblutung mittels Laser-Doppler (Peri-Flux 5000) gemessen.

Ergebnis

Die Literatur weist darauf hin, dass Zirkoniumdioxidimplantate in Zukunft eine Alternative zu Titanimplantaten werden könnten. Derzeit gibt es bei Zirkoniumdioxidimplantaten Probleme mit der Verbindung zwischen Abutment und Implantat. Aufgrund der physikalischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxid treten in diesem Bereich vermehrt Frakturen auf. Des Weiteren gibt es keine Langzeitergebnisse die das Auftreten von „Low temperature degeneration“ untersuchen. Zirkoniumdioxidimplantate sind zurzeit für den täglich klinischen Gebrauch nicht empfohlen und sollten nur unter bestimmten Umständen wie Metallüberempfindlichkeit verwendet werden.

Diskussion

Die derzeitige Studienlage weist darauf hin, dass Zirkoniumdioxidimplantate derzeit nicht ohne Einschränkungen für den alltäglichen klinischen Gebrauch empfohlen werden können und daher nur unter bestimmten Umständen, wie beispielsweise Metallüberempfindlichkeit, verwendet werden sollten. Allerdings fehlen in der Literatur derzeit auch noch klinische Langzeitergebnisse, welche in weiteren Studien untersucht werden sollten.

Abstract

Introductory remarks

In order to get an overview of the materials titanium and zirconium dioxide, the chemical and physical properties of both materials will be discussed. The historical background, the surface texture, the impression possibilities and the design of implants are described and compared.

Materials and methods

A literature search was conducted in Internet search engines such as Pubmed and Google Scholar. Furthermore, a study on the comparison of 2-part zirconiumdioxide implants with conventional titanium implants was presented. This study will be carried out in Basel, Graz and Zurich. Per center 20 titanium implants and 20 zirconium dioxide implants from Straumann were implanted. Over a period of three years the patients are examined at regular intervals and various parameters are collected. The Early Wound Healing Index, Plaque Index, Papilla Bleeding Index, Pink-esthetic Score and Papilla Index are collected. In addition blood flow to the mucous membrane in Basel is measured using laser Doppler (Peri-Flux 5000).

Result

The literature indicates that zirconium dioxide implants may become an alternative to titanium implants in the future. Currently there are problems with zirconium dioxide implants with the connection between abutment and implant. Due to the physical properties of zirconium dioxide, fractures are increasingly occurring in this area. Furthermore there are no long-term results to investigate the occurrence of "low temperature degeneration". Zirconia implants are currently not recommended for daily clinical use and should only be used in certain circumstances such as metal hypersensitivity.

Discussion

The current study situation indicates that zirconia implants cannot currently be recommended without restrictions for everyday clinical use and should therefore only be used under certain circumstances, such as metal hypersensitivity. However, the literature currently lacks long-term clinical results that should be investigated in further studies.

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNGEN	II
ZUSAMMENFASSUNG.....	III
ABSTRACT	V
INHALTSVERZEICHNIS.....	VII
GLOSSAR UND ABKÜRZUNGEN	VIII
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	X
TABELLENVERZEICHNIS.....	XI
1 EINLEITUNG	12
1.1 GESCHICHTE DER IMPLANTOLOGIE	13
1.2 GRUNDLAGEN DER IMPLANTOLOGIE.....	14
1.3 EINTEILUNG DES IMPLANTATIONSVORGANGS	15
1.4 OSSEOINTEGRATION	16
1.5 IMPLANTATDESIGN	18
1.6 EINTEILIG VS. ZWEITEILIG	20
1.7 MIKRODESIGN	22
1.8 IMPLANTATMATERIALIEN	24
1.9 CHEMISCHE EIGENSCHAFTEN	25
1.10 PHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN.....	27
2 MATERIAL UND METHODEN.....	28
2.1 PATIENTINNENREKRUTIERUNG	32
2.2 ERWARTETER OUTCOME DER STUDIE	32
2.3 BEISPIELHAFTER ABLAUF EINES PATIENTENFALLS	34
3 ERGEBNIS.....	37
4 DISKUSSION	46
5 LITERATURVERZEICHNIS.....	47

Glossar und Abkürzungen

ATZ	Aluminiumoxid-gehärtetes Zirkoniumdioxid
BIC	Bone-to-Implant Contact
BL	Bonelevel
CAD-CAM	Computer aided design, computer aided manufacturing
°C	Grad Celsius
DVT	Digitale Volumen Tomographie
EWHI	Early Wound Healing Index
GBR	Guided Bone Regeneration
GTR	Guided Tissue Regeneration
HCG-Test	Humanes Choriongonadotropin-Test (Schwangerschaftstest)
LTD	Low temperature degeneration
aMMP-8	aktive Matrix-Metalloproteinase 8
MPa	Megapascal
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
nm	Nanometer
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
PBI	Papillen-Blutungs-Index
PES	Pink Esthetic Score
PI	Papilla Index
PLI	Plaque Index
PSZ	partiell stabilisiertes Zirkoniumdioxid
PT	Periotest
RN	Regular Neck
SDR	relative Raufläche
SLA	Sandblasted, large grit, acid-etched
SP	Standard Plus
S _a	mittlere Rauigkeit
TL	Tissuelevel
TZP	tetragonales Zirkoniumdioxid
wt%	Massenanteil

Y-TZP

Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid

ZLA

Zirkonia, large grit, acid-etched

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Primär- und Sekundärstabilität im zeitlichen Verlauf nach Implantationszeitpunkt (0) (Patil, Bharadwaj 2016)	17
Abbildung 2: Blattimplantate (Franke 1980)	18
Abbildung 3: SLA Oberfläche Straumann (Strub, Jörg R. 2011a)	23
Abbildung 4: Straumann Pure Ceramic Implantat (Straumann® Produktkatalog Deutschland 2019)	31
Abbildung 5: Straumann Tissue Level SP Titanimplantat (Straumann® Produktkatalog Deutschland 2019)	31
Abbildung 6: verschraubter Zirkoniumdioxidgingivaformer (dankenswerterweise zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Kühl, Universitätsklinik Basel)	36
Abbildung 7: inserierte, funktionell belastete CAD/CAM gefertigte Krone mit okklusalem Schraubkanal (dankenswerterweise zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Kühl Universitätsklinik Basel)	36
Abbildung 8: eingesetzte CAD/CAM-Krone, (dankenswerterweise zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Kühl, Universitätsklinik Basel)	37

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Studien der Literaturrecherche	29
Tabelle 2: Zeitliche Abfolge der Studie: Clinical and immunological outcome of two-piece zirconia-implants - a prospective randomized controlled clinical multicentre trial	34
Tabelle 3: Vergleichbare Studien	38
Tabelle 4: Überlebensraten aus den Studien (eigene Darstellung)	44

1 Einleitung

Menschen waren in ihrer Evolutionsgeschichte immer mit Zahnverlust assoziierten Problemen konfrontiert. In der Antike konnte die Unfähigkeit die minimal verarbeitete Nahrung effektiv zu beißen oder zu kauen eine Bedrohung für das eigene Überleben darstellen. Seit den Fortschritten der industriellen Nahrungsverarbeitung steht zwar nicht mehr das Überleben im Vordergrund, das Bestreben die Funktion des stomatognathen Systems aufrechtzuerhalten ist allerdings nach wie vor das Hauptanliegen jeder/s Zahnärztin/arztes. Fortschritte der Dentaltechnik machten den Ersatz von verlorenen Zähnen möglich.

Die Methoden verlorene Zähne zu ersetzen haben sich über Jahrhunderte hinweg entwickelt. Während man ursprünglich versuchte Zähne von einem Individuum auf das andere zu transplantieren, haben sich im Laufe der Zeit Strategien entwickelt um Strukturen, die einer Zahnwurzel ähneln zu entwerfen. In den letzten Jahrzehnten gelang es Implantate zu konstruieren, die verloren gegangene Zähne gut ersetzen und entsprechend gute Langzeitwerte erreichen konnten. Dies stellte eine Revolution für die Sparte der Implantologie dar (Block 2018).

Da Implantate mit den entsprechenden Versorgungsmitteln mittlerweile eine Standardbehandlungsoption für verloren gegangene Zähne darstellen, ist es umso wichtiger in diesem Gebiet am Puls der Zeit zu bleiben und die technischen Entwicklungen entsprechend evidenzbasiert zu evaluieren. Zu diesem Zweck wurden für die Umsetzung einer multizentrischen klinischen Studie mit dem Titel „Clinical and immunological outcome of two-piece zirconia-implants - a prospective randomized controlled clinical multicentre trial“ unter anderem der Ethikkommissionsantrag und das Studienprotokoll erstellt. Des Weiteren wurde eine Literaturrecherche hinsichtlich Zirkoniumdioxid in der Implantologie durchgeführt.

Die moderne prothetisch-restaurative Zahnheilkunde sucht Wege, um die Bereiche Funktionalität, Ästhetik, Komfort und Langlebigkeit so gut wie möglich abzudecken. Eine starke Stütze bieten dabei Implantate. Um ein möglichst langes

Verbleiben des Implantates im Knochen zu garantieren ist es wichtig das richtige Material sowie eine geeignete Form und Belastungsrichtung für das Implantat zu wählen.

Sprödigkeit, Elastizität, Ästhetik und Biokompatibilität sind essenzielle Materialeigenschaften dentaler Implantate, welche sich werkstoffspezifisch stark voneinander unterscheiden können.

Titan und Zirkoniumdioxid kombinieren diese Anforderungen an Implantate in unterschiedlicher Art und Weise. Titan zeichnet sich durch die Eigenschaften Sprödigkeit und Elastizität aus, während Zirkoniumdioxid durch seine weiße Farbe in Hinblick auf Ästhetik, sowie Härte besticht. (Mellinghoff, J. 2006).

1.1 Geschichte der Implantologie

Wie lange sich die Menschheit bereits mit dem Thema des festsitzenden Zahnersatzes beschäftigt, zeigt ein Fund eines etwa 2000 Jahre alten menschlichen Gesichtsschädels aus Südfrankreich. In diesem konnte ein Implantat aus Chrom und Kobalt zur Wiederherstellung der Funktion des Gebisses gefunden werden (Pauly 2019).

Anfang des 19. Jahrhunderts wurden die ersten Implantate aus Gold, Silber, Blei oder Platin direkt nach der Extraktion in die Extraktionsalveole eingebracht. Parallel dazu wurden auch Implantate aus Gummi, Kautschuk oder Keramik verwendet. Ende des 19. Jahrhunderts trieb die Entwicklung von Lokalanästhetika und zahnärztlicher Bohrmaschinen die Implantologie voran. 1937 verankerte der Amerikaner Alvin Edward Strock zum ersten Mal ein schraubenförmiges Implantat aus Chrom-Kobalt-Molybdän in einem Kiefer (Tänzler 1998).

1954 untersuchte Nichols FC das Ergebnis von subperiostal eingebrachten Implantaten nach dem Typ von Gershkoff & Goldberg in Hundeunterkiefen. Ähnliche Studien mit verschiedenen Implantatdesigns wurden von Capozzi, Reichenbach und Naucke ebenfalls an Hunden durchgeführt (NICHOLS 1954).

Brånemark und Schroeder beschrieben als erste im Jahr 1969 die Osseointegration, indem sie den direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantates nachweisen konnten. Damit wurde ein Grundstein gelegt, der auch heute noch Bedeutung in der oralen Implantologie hat. Auf dieser fundamentalen Innovation aufbauend konnten Brånemark und seine Mitarbeiter/-innen ein zweiteiliges, schraubenförmiges Implantat entwickeln. In Kombination mit einer exakten chirurgischen Operationstechnik konnte die Arbeitsgruppe um Brånemark an der Klinik in Göteborg erstmalig gute Langzeitergebnisse mit Implantaten vorweisen (Brånemark, Breine et al. 1969).

Der Wunsch nach einer metallfreien Versorgung war bereits damals geboren. Man versuchte diese Idee mit Aluminiumoxidimplantaten umzusetzen, scheiterte aber an den nicht passenden physikalischen Eigenschaften. Erst Anfang dieses Jahrhunderts kamen die ersten dentalen Keramikimplantate aus Zirkoniumdioxid auf den Markt (Weber 2010).

In der Orthopädie wird Zirkoniumdioxid schon seit über 30 Jahren für den Ersatz von Hüftgelenksköpfen verwendet. Mit doppelt so guten Bruchfestigkeitswerten im Vergleich zu Aluminium fand man das perfekte Material für eine metallfreie Versorgung (Drouin, Cales et al. 1997).

Implantate sind aus der heutigen Prothetik nicht mehr wegzudenken. Die Indikationen reichen vom Einzelzahnimplantat bis zur Versorgung zahnloser Kiefer (Schlegel, Schultze-Mosgau et al. 2002).

1.2 Grundlagen der Implantologie

Zahnimplantate sind Schrauben, die in den Kieferknochen geschraubt werden. An ihnen können verschiedene Elemente verankert werden. Grundlage für eine erfolgreiche Implantation ist ein geeignetes Implantatmaterial. Titan hat sich durch seine sehr guten mechanischen und biologischen Eigenschaften als Goldstandard für dentale Implantate etabliert (Kraft, Diedrich et al. 2003).

Nach jahrzehntelanger Forschung und Weiterentwicklung der mechanischen Eigenschaften können seit Anfang dieses Jahrhunderts Zirkoniumdioxid-Implantate adäquat verwendet werden.

Nicht nur das Implantatmaterial sondern auch die Eigenschaften des als Implantatbett bezeichneten Knochens, in den das Implantat inseriert wird, sind für eine erfolgreiche Implantation von Bedeutung. Neben der Knochenqualität sind vor allem die Knochenquantität und der Metabolismus des Knochens wichtige Aspekte.

1.3 Einteilung des Implantationsvorgangs

Den Implantationsvorgang teilt man in zeitlicher Abhängigkeit von der Extraktion ein.

1. Sofortimplantation: Das Implantat wird sofort nach der Extraktion in die Alveole gesetzt. Vorteile hierfür sind: der verminderte Knochenabbau und die Möglichkeit ein Provisorium zu verankern. Um die Wahrscheinlichkeit einer guten Einheilung zu steigern, muss im Implantationsgebiet absolute Infektionsfreiheit vorliegen.
2. Verzögerte Sofortimplantation: 4-6 Wochen nach der Extraktion wird das Implantat gesetzt. Da sich die Weichteilsituation normalisiert hat, ist ein dichter Wundverschluss leichter möglich, wodurch die Infektionsgefahr minimiert ist.
3. Spätimplantation: Nach 2-3 Monaten substanzieller Heilung des Knochens inseriert man das Implantat. Der Vorteil liegt in der verbesserten Stabilität aufgrund der fortgeschrittenen Knochenheilung. Allerdings kommt es durch die Nichtbelastung des Knochens in den Monaten nach der Extraktion zu einer sogenannten Inaktivitätsatrophie (Hammerle, Chen et al. 2004).

Nach Insertion von zweiteiligen Implantaten ist eine von Schleimhaut bedeckte Einheilung über 2-3 Monate als Standard anzusehen, bevor man mit der prothetischen Versorgung beginnt (Weber 2010).

Erreicht man beim Setzen des Implantates eine Primärstabilität von über 35 Ncm, ist auch eine Sofortbelastung möglich (Enkling 2019).

Von Sofortbelastung spricht man immer dann, wenn das Implantat innerhalb von 48 Stunden mit einer Suprastruktur versorgt wird und diese funktionell belastet wird (Strub, Jörg R. 2011b).

Sofortversorgung bedeutet, dass das Implantat direkt nach der Insertion mit einer Suprastruktur versorgt wird, welche weder zentrische noch exzentrische Kontakte aufweist. Das Verfahren der Sofortversorgung wendet man meist in der ästhetischen Zone an, da das Implantat eine gute Retentionsmöglichkeit für eine provisorische Versorgung bietet. Studien weisen darauf hin, dass sich Sofortversorgung und -belastung im Vergleich zu einer konventionellen Versorgung nicht nachteilig auf die Überlebensrate von Implantaten auswirken. Gewisse Parameter wie Primärstabilität, Festigkeit des Knochens, Drehmoment und periimplantäre Defekte müssen allerdings noch genauer untersucht werden, um eine bessere Prognose für das Einheilen von solchen Implantaten geben zu können (Nkenke, Schliephake 2009).

1.4 Osseointegration

Die Osseointegration beschreibt den Prozess des Verankerns von Implantaten im Kieferknochen. Um gute Langzeitergebnisse garantieren zu können, ist eine suffiziente Osseointegration nötig. Direkt nach der Insertion weist das Implantat eine sogenannte Primärstabilität auf und hält rein mechanisch. Die Kraft, die für das Inserieren des Implantats nötig ist, sollte größer als 35 Ncm sein, um eine ausreichende Stabilität und Ruhigstellung für das Implantat zu gewährleisten. (Righeso, Blatt et al. 2016).

Die Sekundärstabilität ist eine biologische Kraft, welche das Maß für die Belastbarkeit des Implantats ist. Sie beginnt mit der Neubildung und Anlagerung von Knochen an die Implantatoberfläche. Im Gegensatz zur Primärstabilität, die ihr Maximum nach der Insertion hat, wird das Maximum der Sekundärstabilität erst nach abgeschlossener Implantateinheilung erreicht (siehe Abb. 1). Dieser Stabilitätsshift begründet ein Stabilitätsminimum 3-4 Wochen nach Implantatinsertion. In dieser Zeit zeigt das Implantat die geringste Stabilität und ist besonders anfällig gegenüber Kräften von außen (Bosshardt, Chappuis et al. 2017).

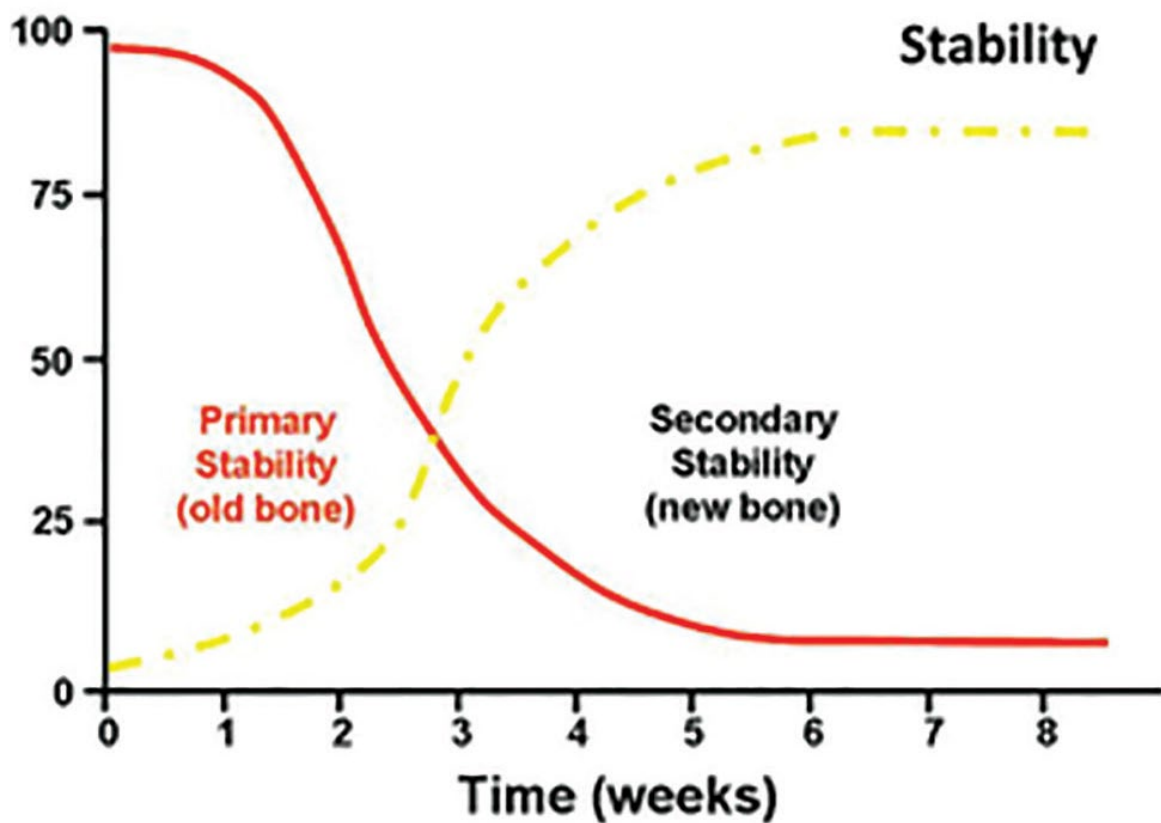


Abbildung 1: Primär- und Sekundärstabilität im zeitlichen Verlauf nach Implantationszeitpunkt (0) (Patil, Bharadwaj 2016)

1.5 Implantatdesign

Nach vielen Jahren der oralen Implantologie hat sich als Standardimplantat ein zahnwurzelförmiger rotationssymmetrischer Zylinder entwickelt, dessen Oberfläche durch verschiedenen Bearbeitungsmethoden aufgeraut ist, um die Osseointegration zu verbessern. Aufgrund der leichten Einbringmöglichkeiten mit rotierenden Instrumenten und eines geringen Spaltraumes zwischen Implantat und Knochen hat sich der Zylinder als geeignete Form herauskristallisiert. Andere Formen von Implantaten wie Nadel- oder Blattimplantate (siehe Abbildung 2: Blattimplantate (Franke 1980)) sind hier im Nachteil (Grössner-Schreiber, Terheyden 2004).



Abbildung 2: Blattimplantate (Franke 1980)

Extensionsimplantate wiesen meist als Grundform einen Zylinder auf. Außerdem wurden Flügel, Körbchen und Scheiben als Retentionselemente verwendet. Der Nachteil an diesen Implantaten war, dass sie nicht mit rotierenden Instrumenten

eingebraucht werden konnten, sondern von krestal präpariert werden mussten. Der bei dieser Methode hervorgerufene größere Spaltraum verminderte die Wahrscheinlichkeit einer erfolgreichen Osseointegration (Grössner-Schreiber, Terheyden 2004).

Bei diesen sogenannten Extensionsimplantaten konnten zusätzlich große Knochendefekte durch Periimplantitis entstehen, da es das Implantatdesign nicht zulässt, die unterminierenden Stellen zu reinigen. Die periimplantäre Entzündung kann somit ungehindert fortschreiten und schlussendlich, wie es auch bei einem natürlichen Zahn vorkommen kann, zum Implantatverlust führen.

Ein weiterer Punkt, an dem sich Implantate an Zähne angleichen, ist die konisch zulaufende Form. Im Unterkiefer sollen dadurch mögliche Fehlerquellen, wie eine linguale Fenestration, die Schädigung des Nervus alveolaris inferior, sowie die Schädigung benachbarter Zähne bei der Implantatinserterion, minimiert werden. Die konische Form bringt auch Vorteile für die Sofortimplantation mit sich, da das Implantat damit mehr der Extraktionsalveole gleicht und ein geringer Spaltraum bei möglichst wenig Knochenabtrag entsteht.

Um eine größere Oberfläche zu erhalten und die Stabilität beim Einbringen zu verbessern, fügte man der Implantatoberfläche ein Gewinde hinzu. Diese unterscheiden sich in Größe, Scharfkantigkeit, sowie Steigung. Verschiedene Implantattypen weisen eine unterschiedliche Gewindesteigung auf. Darüber hinaus gibt es auch Implantate, bei denen sich die Steigung am Implantat ändert. Diese Änderung bewirkt eine Klemmpassung und erzeugt im Bereich der koronalen Gewindegänge eine Kondensationswirkung, da die Steigung der unteren apikalen Gewindegänge erhöht ist. Zusätzlich gibt es Implantate, deren apikale Gewindegänge eine Schnittkante haben, wodurch diese Implantate selbstschneidend sind. Hat ein Implantat diese Schnittkante nicht, so muss im Fall einer zu hohen Primärstabilität ein Gewindeschneider als letztes rotierendes Instrument zur Aufbereitung des Implantatbettes verwendet werden, bevor das Implantat inseriert werden kann. Schneidet man kein Gewinde, kommt es wiederum zu einem Verdichtungseffekt. Dies kann man sich bei einem zu wenig dichten Knochen zu Nutze machen, um eine ausreichende Primärstabilität gewährleisten zu können (Grössner-Schreiber, Terheyden 2004).

Implantate können ein- oder zweiteilig sein. Bei einteiligen Implantaten bilden der Implantatkörper und das -abutment eine Einheit, weswegen mögliche Angulationsfehler schwieriger auszugleichen sind. Die Möglichkeit der gedeckten Einheilung besteht nicht und die Suprastruktur muss direkt mit dem Implantat verklebt werden, was sich durchaus als schwierig erweisen kann. Bei zweiteiligen Implantaten befindet sich zwischen dem im Knochen verankerten Teil und der Suprastruktur ein sogenanntes Abutment. Dieses Abutment kann in Ausnahmefällen geklebt oder standardmäßig geschraubt werden. Der Vorteil von zweiteiligen Implantaten ist die Möglichkeit der gedeckten Einheilung, sowie die Möglichkeit verschiedener prothetischer Versorgungen oder die Reparaturfähigkeit. Nachteil dabei ist das Auftreten eines Mikropaltes zwischen Implantatkörper und Abutment, welcher eine Prädilektionsstelle für die Anlagerung von Bakterien darstellen könnte (Mellinghoff, Jochen 2013)

1.6 Einteilig vs. zweiteilig

Bei einteiligen Implantaten ist das Implantat und das Abutment aus einem Stück gefertigt. Nach dem Einbringen des Implantats wird die Schleimhaut um den suprakrestalen Anteil des Implantats möglichst dicht vernäht. Da eine gedeckte Einheilung nicht möglich ist, ergibt sich ein höheres Risiko für eine periimplantäre Entzündung. Außerdem kann der supragingivale Anteil des Implantats wie ein Hebel fungieren und durch Zungendruck, Wangendruck oder okklusale Belastung die Osseointegration erschweren (Mellinghoff, Jochen 2012).

Da einteilige Implantate aus einem Stück gefertigt sind, ergibt sich jedoch kein Randspalt zwischen Implantat und Abutment, welcher durch Mikrobewegungen des Abutments eine Nische bilden kann, die wiederum die Anlagerung von Bakterien begünstigen und negative Auswirkungen auf die Osseointegration haben kann.

Die biologische Breite ist der Abstand zwischen krestalem Anteil des Alveolarknochens und dem koronalen Anteil des Saumeithels. Bei zweiteiligen Implantaten stellt sich die biologische Breite ca. 2mm unterhalb des Mikropaltes ein. Bei einteiligen Implantaten bildet sich die biologische Breite unterhalb der

Implantatschulter (Hermann, Buser et al. 2000). Die Implantatschulter ist im Falle der einteiligen Implantate auch die Grenze für die Suprastruktur. Dadurch ergibt sich ein besserer Abschluss zwischen Suprastruktur und Saumepithel. Atieh et al. konnte beispielsweise zeigen, dass Implantate mit Platformswitch diesen negativen Effekt reduzieren und den Knochenabbau um ca. 0,3mm verringern (Atieh, Ibrahim et al. 2010).

Als Platformswitch bezeichnet man die Verlagerung des Randspalts zwischen Abutment und Implantat. Da sich die biologische Breite 2mm unterhalb des Randspalts einstellt, verlagert man den Randspalt zur Implantatmitte und verwendet ein Abutment das im Durchmesser geringer als das Implantat ist.

Die Knochenresorption ist unabhängig davon, ob man das Implantat transgingival oder subperiostal einheilen lässt. Wurde die biologische Breite unterschritten und das Implantat zu tief gesetzt, kommt es nach der Befestigung des Abutments zur Knochenresorption, die erst nach 3-6 Monaten sistiert. Daraus kann eine veränderte Weichteilsituation entstehen, welche zu Misserfolgen des ästhetischen Ergebnisses führen könnte (Hempton, Dominici 2010).

Der Vorteil an einteiligen Implantaten ist, dass abgesehen von einer evtl. Präparationsnotwendigkeit keine Manipulation auf Implantatebene mehr stattfindet. Es gibt keine Verschlusschrauben, Gingivaformer, Abformpfosten und Abutments, die geschraubt oder verklebt werden müssen. Der Knochen und die Weichgewebe sollten bei entsprechender Hygiene nach der Einheilzeit unverändert bleiben.

Bei zweiteiligen Implantaten kann ein unangenehmer Geruch beim Wechsel der Implantatsuprastruktur auf die Anwesenheit von Bakterien im Mikrosplatt hinweisen. Durch die Einteiligkeit sind diese Bakterien nicht vorhanden und ein gutes knöchernes Attachment, sowie eine adäquate Weichteilsituation gegeben (Mellinghoff, Jochen 2013).

Zweiteilige Implantate haben jedoch sehr viel Vorteile gegenüber Einteiligen. Zum einen ermöglichen sie eine unbelastete Einheilphase, was vorallem bei Risikopatienten mehr Möglichkeiten bringt, zum anderen sind sie prothetisch leichter zu Versorgen aufgrund verschieden gewinkelter Abutments (Tartsch 2016).

1.7 Mikrodesign

Material sowie Makro- und Mikrostruktur des Implantats haben, neben dem Knochenangebot, der Operationstechnik und Nachsorge, großen Einfluss auf das Einheilen und die Stabilität des Implantats. Aufgrund langjähriger Erfolge verwendet man gegenwärtig hauptsächlich Titan als Material für Implantate. Titan ist korrosionsbeständig und erzeugt im Allgemeinen keine allergischen oder immunologischen Reaktionen. Die gute Biokompatibilität verdankt das Material großteils der aufgelagerten Oxidschicht. Diese Oxidschicht ist ca. 3nm dick und wird nach Bearbeitung der Implantatoberfläche aufgelagert (Kasemo, Lausmaa 1988).

Nach dem Setzen des Implantats bildet sich auf der Oberfläche ein Film aus Makromolekülen und Wasser. Zytokine und Wachstumsfaktoren führen zu einer Anlagerung von Knochen an die Implantatoberfläche. Einige Untersuchungen haben gezeigt, dass die Oberflächenstruktur einen Einfluss auf Differenzierung, Proteinsynthese und Proliferation von Osteoblasten hat. So zeigte sich, dass die Menge an Kollagen und die Mineralisation der Zellen bei rauen Titanimplantatoberflächen im Gegensatz zu glattpolierten Implantatoberflächen signifikant höher ist (Meyle, Gültig et al. 1994). Ebenso werden Langzeitstabilität sowie Heilungsverlauf durch raue Oberflächen positiv beeinflusst. Die raue Außenseite initiiert eine Fibrinanlagerung, wodurch ein schnelleres Anlagern des Knochens möglich ist. Ziel der Entwicklung von Implantatoberflächen ist eine möglichst große Oberfläche bei möglichst geringer Grundstruktur zu bekommen. Das Aufrauen und damit Vergrößern der Oberfläche kann durch Ätzen, Sandstrahlen oder Beschichten erzielt werden.

Beim Ätzverfahren wird das Implantat zuerst sandgestrahlt und dann mittels Säure geätzt. Diese Oberflächenbearbeitung [siehe Abbildung 3: SLA Oberfläche Straumann (Strub, Jörg R. 2011a)] wird SLA (Sandblasting, large grit, acid-etched) genannt (Grössner-Schreiber, Terheyden 2004).

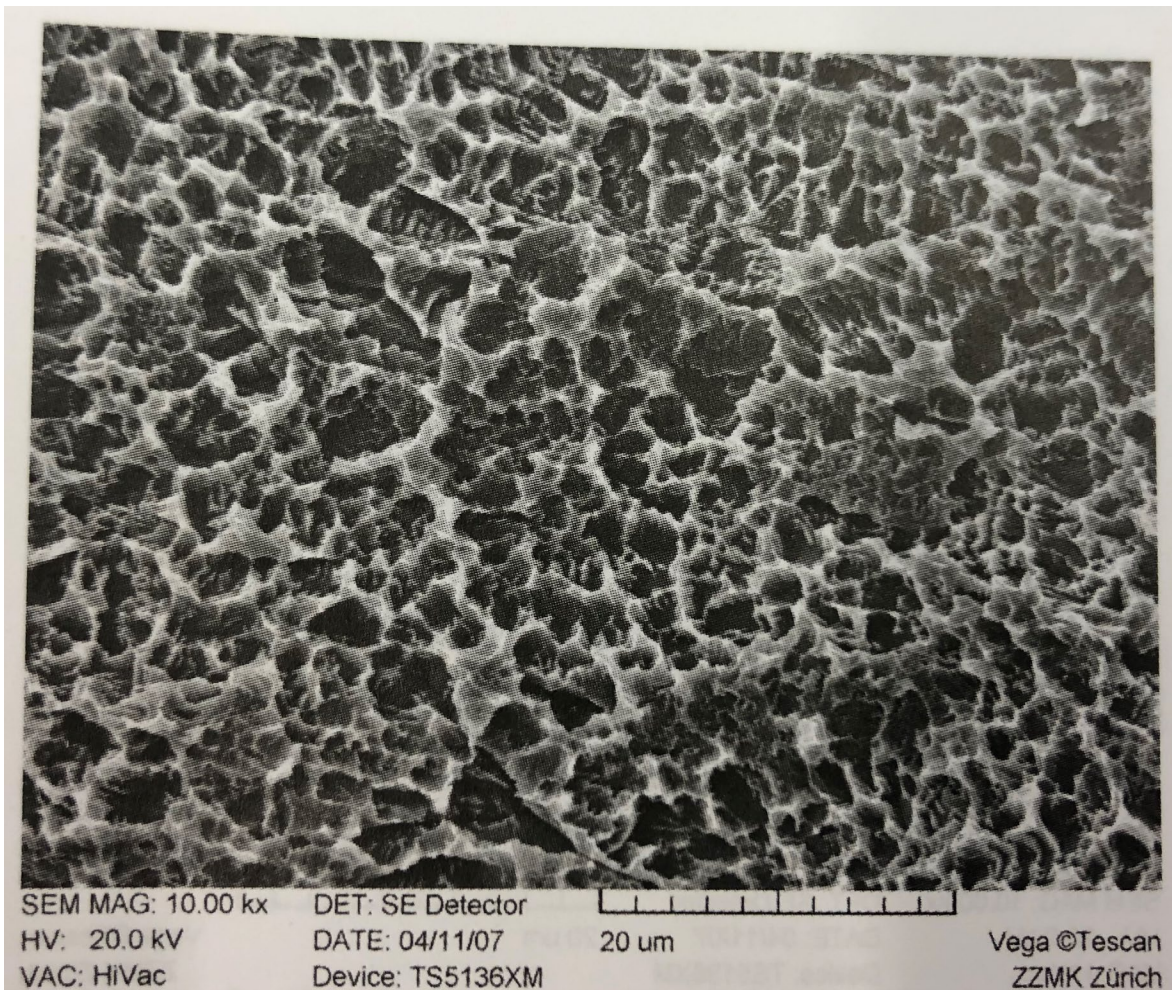


Abbildung 3: SLA Oberfläche Straumann (Strub, Jörg R. 2011a)

Um eine Oberflächenrauigkeit von 1-2 μ m zu bekommen, wird das Implantat mit Titanoxid- oder Aluminiumdioxidpartikeln sandgestrahlt. Damit man aber eine noch feinere Oberflächenrauigkeit erreicht, wird das Implantat mit Schwefelsäure, Salzsäure oder Flusssäure geätzt. Zusätzlich kann man anodische Oxidation anwenden, um eine Oxidschicht mit erhöhtem Phosphatgehalt zu erzeugen. Der S_a -Wert beschreibt die mittlere Rauigkeit im Gegensatz zum SDR-Wert, der die Oberflächenvergrößerung angibt. Eine mittlere Rauigkeit von S_a -Wert >1-2 μ m erzeugt die ausgeprägteste Knochenneubildung. Aus diesem Grund haben fast alle Implantate einen solchen Rauigkeitswert. Durch das Auflagern von verschiedenen Elementen kann die Knochenneubildung zusätzlich verbessert werden. Das Ätzen mit Fluorwasserstoff hinterlässt Fluorwasserstoffmoleküle auf

der Implantatoberfläche. Aufgrund der hohen Affinität von Fluor zu Calcium und Phosphat verbessert sich die Kalzifikation (Guo, Padilla et al. 2007).

Eine andere Möglichkeit, um eine bessere Kalzifikation zu erreichen, ist die Oberfläche zuerst mit Calciumphosphat sandzustrahlen, doppelt mit Säure zu ätzen und dann mit Calciumphosphatnanokristallen anzureichern.

Trotz besserer Kalzifikation zeigt sich an Implantaten, die anodisch oxidiert wurden, eine höhere Wahrscheinlichkeit eine Periimplantitis zu bekommen, als bei SLA Implantaten (Stadlinger, Belibasakis et al. 2014).

1.8 Implantatmaterialien

In der Implantologie ist man schon lange auf der Suche nach dem am besten geeigneten Implantatmaterial. Biokompatibilität, Bruchfestigkeit und Ästhetik sind nur ein kleiner Teil der langen Liste an Anforderungen an das Material. Titan und Zirkoniumdioxid können diesen Anforderungen am ehesten gerecht werden, wobei beide Materialien mit verschiedenen ihrer Eigenschaften punkten.

Titan gilt seit Jahrzehnten als Goldstandard in der Implantologie. Es ist das meistverwendete Implantatmaterial und wird am häufigsten verwendet.

Seit einigen Jahren wird ein neues, vielversprechendes Material intensiver erforscht: Zirkoniumdioxid soll eine mögliche metallfreie Alternative zu Titan darstellen. Zirkoniumdioxid besticht neben hoher Biokompatibilität und seinen technischen Eigenschaften auch in ästhetischer Hinsicht aufgrund der weißen Farbe. Da der Forschungszeitraum von Zirkoniumdioxid bisher aber verhältnismäßig kurz ist, gibt es bis jetzt nur wenige wissenschaftlichen Arbeiten über Langzeitergebnisse dieses Materials (Röhling, Gahlert 2015).

Schon kurz nach dem Einbringen zeigt die Gingiva um Zirkoniumdioxidimplantate eine natürliche rosa Färbung. Im Normalfall gibt es keine Entzündungszeichen. Auch nach der prothetischen Versorgung stellen sich klinisch sehr gute Weichteilverhältnisse ein. Degidi et al. führten 2012 Untersuchungen an Gingivaformern aus Zirkoniumdioxid und Titan durch. Bei diesen Untersuchungen stellte sich heraus, dass sich im periimplantären Gewebe bei Gingivaformern aus Zirkoniumdioxid weniger entzündliches Infiltrat befand. Als Grund für dieses

reduzierte Entzündungsgeschehen wird das geringere Kolonisationspotenzial der Bakterien auf Zirkoniumdioxidoberflächen angenommen (Degidi, Artese et al. 2012).

1.9 Chemische Eigenschaften

Zirkoniumdioxid kommt in zwei reinen Formen vor. Zum einen als kristallines Zirkoniumdioxid, welches weiß, weich und duktil ist und zum anderen als amorphe Form, welche in der Natur pulverförmig und blauschwarz ist. Das pulverförmige Zirkoniumdioxid wird raffiniert und synthetisch bei hohen Temperaturen bearbeitet. Damit erreicht man, dass das pulverförmige Zirkoniumdioxid die gleichen Eigenschaften wie kristallines Zirkoniumdioxid hat. Es wird gereinigt, in Tempergussformen gefüllt und unter hohem Druck (2000-4000 bar) und hoher Temperatur in homogene Implantatform gebracht (Yilmaz, Aydin et al. 2007, Strub, J. R., Pontius et al. 2001, Heydecke, Butz et al. 2002).

Man kann bei Zirkoniumdioxid drei Phasen beobachten: monoklin, tetragonal und kubisch. Bei Raumtemperatur tritt die monokline Phase auf, welche sich bis 1170°C hält. Ab einer Temperatur von 1170°C verändert sich die monokline Phase zur tetragonalen Phase mit einem um 5% verringertem Volumen. Ab 2370°C tritt die kubische Phase auf. Kühlt Zirkoniumdioxid ab, kommt es zur Transformation von einer tetragonalen zur monoklinen Phase mit einer Volumenzunahme von 3-4% bei ca. 100°C bis 1070°C. Durch diese Expansion ohne Massenübertragung entsteht beim Abkühlen Stress und erzeugt eine Instabilität bei Raumtemperatur (Christel, Meunier et al. 1989).

Damit Zirkoniumdioxid nicht instabil wird und man ein partiell stabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ) mit stabilen tetragonalen und kubischen Phasen bekommt, setzt man verschiedene Oxide, wie beispielsweise 16 Mol% Magnesiumoxid, 16 Mol% Kalkstein oder 3 Mol% Yttriumoxid, zu (De Aza, Chevalier et al. 2002).

Diese Zusätze erhöhen die Beständigkeit, Bruchzähigkeit und Langlebigkeit von Zirkoniumdioxidimplantaten signifikant (Osman, Swain et al. 2014).

Andere Modifikationen von Zirkoniumdioxidimplantaten beinhalten 12Ce-TZP (Ceriastabilized zirconia) und ATZ (Aluminiumoxid-gehärtetes Zirkoniumdioxid).

In kleinen Mengen (0,25 wt%) wurde zu Yttriumoxid-stabilisiertem tetragonalem Zirkoniumdioxidpolykristall (Y-TZP) hinzugefügt, um tetragonales Zirkoniumdioxid-Polykristall mit Aluminiumoxid (TZP-A) mit eindeutig besserer Haltbarkeit und Stabilität von Zirkoniumdioxidkristallen unter hohen Temperaturen und feuchter Umgebung zu bekommen. Diese Verbesserung zeigt sich in der Beständigkeit des Implantates bei „low temperature degradation“ (LTD) sowie beim Altern (Tsubakino, Nozato et al. 1991, Andreiotelli, Kohal 2009, Guazzato, Albakry et al. 2004)M.

Andreiotelli und Wenz haben gezeigt, dass Implantate ohne Aluminium, wenn sie dem Mundmilieu ausgesetzt sind, eine Überlebensrate von 50% haben, während Implantate mit Aluminium eine Erfolgsrate von 87-100% aufweisen (Andreiotelli, Wenz et al. 2009).

Titan hat die Ordnungszahl 22 und zählt zu den Leichtmetallen. Es hat eine Dichte von $4,5\text{g/cm}^3$ und ist eines der zehn häufigsten Metalle in der Erdkruste. An der Luft entwickelt Titan schnell eine Oxidschicht. Bei erhöhtem Druck und erhöhter Temperatur ist Titan höchst reaktionsfähig, sodass die Reaktionsgeschwindigkeit bis zur Explosion heranwachsen kann. Durch die Aufnahme von Sauerstoff, Wasserstoff oder Stickstoff versprödet es sehr schnell und verliert seine Elastizität. Der Schmelzpunkt liegt bei 1677°C und es ist in Wasser unlöslich.

Titan wird in 4 Gruppen eingeteilt, die nach ihrer Reinheit klassifiziert werden. Kohlenstoff, Sauerstoff und Eisen sind die Elemente, die Titan am meisten verunreinigen. Grad 1 hat am wenigsten Verunreinigungen, ist in seiner Struktur nicht fest und sehr zäh. Titan mit dem Grad 2 enthält mehr Verunreinigungen und ist fester und weniger zäh. Grad 3-Titan wird in der Luftfahrtindustrie eingesetzt. Für orale Titanimplantate wird meist Titan vom Grad 4 verwendet, dass eine gute Festigkeit aufweist und gut biokompatibel ist (Le Guéhennec, Soueidan et al. 2007).

1.10 *Physikalische Eigenschaften*

Die physikalischen sowie mechanischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxidimplantaten sind abhängig von der Zusammensetzung, Relation der monoklinen zur tetragonalen Phase, Menge an stabilisierendem Metalloxid, Design des Implantats, Typ der Kristalle, Art und Eigenschaften des Abutments, Ausmaß der okklusalen Belastung und dem Alterungsprozess (Guazzato, Albakry et al. 2004, Kohal, Ralf-J, Att et al. 2008, Piconi, Maccauro 1999).

Durch die Transformation wird das Y-TZP-Implantat härter, wodurch sich die Bruchfestigkeit und Zähigkeit verbessert, allerdings wird das Implantat anfälliger für LTD oder Alterung.

Eine Steigerung der Feuchtigkeit oder von Stress kann eine Umwandlung von Zirkoniumdioxidkristallen in eine monokline Phase mit Mikrorissbildung, Möglichkeit der erhöhten Eindringtiefe von Wasser, Rissausbreitung, dadurch geringere Belastbarkeit sowie Phasendestabilisierung bewirken (Chevalier, Loh et al. 2011).

Die Porosität des Materials, die Menge der kubische Phase und an Yttrium, das Vorhandensein von Restspannung, die Korngröße, Sintertemperatur und Dauer sowie der Gehalt an Stabilisatoren der verarbeiteten Materialien und zahnärztliche Eingriffe, wie Pulverstrahlen haben Einfluss auf die Metastabilität, die mechanischen Eigenschaften, den Alterungsgrad und die Beständigkeit gegen LTD von Zirkoniumdioxidimplantaten. Obwohl es bis jetzt keine klinischen Hinweise auf LTD bei Zirkoniumdioxidimplantaten gibt, ist es dennoch möglich mit der Kombination von minderwertigen Pulvern, hohen Sintertemperaturen und der Exposition der oralen Flüssigkeiten LTD auszulösen (Guazzato, Albakry et al. 2004, Chevalier, Loh et al. 2011, Cales, Stefani et al. 1994). Watanabe et al. bewertete die kritische Korngröße für die Beibehaltung der tetragonalen Phase und gab an, dass eine Zunahme der Korngröße von 0,2µm auf 0,6µm auftritt, wenn der Y₂O₃-Gehalt von 2 auf 5 Mol-% steigt. Wenn die Korngröße unter einem Mikrometer ist, eine Dichte von 6,1g/cm³ und ein Yttriumoxidgehalt von 3 Mol-% vorliegt, erhöht sich der Widerstand gegen die Transformation auch (Cottom, Mayo 1996).

Daher ist es ratsam, in stark beanspruchten Regionen kein Implantat zu verwenden, welches eine stark reduzierte Korngröße hat, um den Verlust der Metastabilität zu verhindern.

Auf der anderen Seite zeigt ein Implantat mit einer Korngröße größer als 1µm eine reduzierte Festigkeit mit einer großen Menge an tetragonal-monokliner Transformation.

Bei 3Y-TZP Implantatsystemen werden Implantate mit hohem Stabilisatorgehalt, hohem Aluminiumoxidgehalt und niedrigem Kieselsäuregehalt bevorzugt, um die Inzidenz von LTD zu reduzieren (Sanon, Chevalier et al. 2013, Ruiz, Readey 1996, Piconi, Burger et al. 1998).

2 Material und Methoden

In meiner Diplomarbeit führte ich eine Literaturrecherche zum Thema zweiteilige Zirkoniumdioxidimplantate im Vergleich zu zweiteiligen Titanimplantaten durch. Den Hauptteil der Literatur fand ich durch Onlinerecherche in diversen medizinischen Suchmaschinen wie Pubmed und Google scholar, weiters wurde auch Fachliteratur aus der Bibliothek der medizinischen Universität Graz hinzugezogen.

Folgende Stichwörter wurden auf Englisch und Deutsch eingegeben, um möglichst viele Ergebnisse zu erhalten: Zirkoniumdioxidimplantate, Titanimplantate, Keramikimplantate, einteilige/zweiteilige Implantate, Oberflächen von Implantaten, Biokompatibilität von Zirkoniumdioxidimplantate/Titanimplantaten, Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidimplantaten/Titanimplantaten.

Die zur Volltextanalyse verwendeten Studien wurden nach Titel- und Abstractüberprüfung ausgewählt. Eingeschlossen wurden in erster Linie Studien mit angegebener Überlebens- und Knochenresorptionsrate sowie Studien, die die biologischen und technischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxid zum Thema haben. Ebenso wurden direkte Vergleichsstudien von Zirkoniumdioxid und Titan herangezogen. Tierstudien stellten kein Ausschlusskriterium dar.

Tabelle 1 Studien der Literaturrecherche

Autor	Implantate	Name der Studie	Jahr	Tierstudie
Becker, John	52	Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years	2017	
Cionca, Norbert	49	Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study	2015	
Chevalier Lohet al	2 Testkörper	Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface	2011	
Andreiotelli, Kohal	120	Fracture Strength of Zirconia Implants after Artificial Aging	2009	
Gahlert, Burtscher	170	Failure analysis of fractured dental zirconia implants	2011	
Nowak Izabela	110	Die knöchernen Einheilung von Zirkon- und Titanimplantaten—Eine histologische und ultrastrukturelle Untersuchung	2010	Ja
Sennerby	96	Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit	2015	Ja
Gotfredsen, Berglundh	120	Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits	2000	Ja
Gahlert	78	Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs	2007	Ja
Brüll, van Winkelhoff	121	Zirconia dental implants: A clinical, radiographical and microbiological evaluation up to 3 years	2014	
Preis, Kammermeier	60	In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application	2016	
Nishihiara, Hironobu, Journal of Prosthodontic Research	57 Studien	Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests	2019	
Holländer	106	Zirconia Dental Implants: Investigation of Clinical Parameters, Patient Satisfaction, and Microbial Contamination.	2016	
Röhling	161	A retrospective clinical study with regard to survival and success rates of zirconia implants up to and after 7 years of loading	2016	
Mellinghoff	51	Einteilige Keramikimplantate Eine Longitudinalstudie über zwei Jahre Beobachtungsdauer	2015	
Payer	31	All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants – a randomized controlled clinical trial	2015	
Bormann	44	A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth edentulous area: 3-year follow-up	2018	
Kniha	105	Evaluation of peri-implant bone levels and soft tissue dimensions around zirconia implants—a three-year follow-up study	2018	
Jung	68	Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial	2015	

Die Diplomarbeit soll, wie bereits erwähnt, der Übersicht über die Vor- und Nachteile von zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten gegenüber zweiteiligen Titanimplantaten dienen und einen Einblick in die Studie "Clinical and immunological outcome of two-piece zirconia-implants - a prospective randomized controlled clinical multicentre trial" geben, für die im Rahmen dieser Diplomarbeit der Ethikkommissionsantrag (30-396 ex 17/18) sowie der Scientific Project Request für die Firma Geistlich® (Baden-Baden, Deutschland) erstellt wurden.

Da es sich um eine Medizinproduktstudie handelt, war zum Schutz der an der Studie teilnehmenden ProbandInnen ein positives Votum der Ethikkommission Graz vonnöten.

Für den Ethikantrag wurden folgende Unterlagen erarbeitet:

- Studienprotokoll/Prüfplan (datiert mit Versionsbezeichnung)
- Informed Consent (PatientInneninformation und Einwilligungserklärung für Erwachsene)
- Case Report Form
- CVs des Studienteams
- Erklärung von Interessenskonflikten
- Fachinformationen (Straumann® pure Ceramic two-piece implant, Straumann tissue level SP implant)

Für den Scientific Project Request wurde, um die Studie durchführen zu können, eine Auflistung der zusätzlich verwendeten Materialien, an die Firma Geistlich (Baden-Baden, DE) gesendet.

Um folgende Materialien wurden angesucht:

- Geistlich Bio-Oss
- Geistlich Bio-Gide

In der Studie wird das zweiteilige Zirkoniumdioxidimplantat Straumann pure ceramic two piece [siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**] mit einem der am besten erforschten Titanimplantate, dem Straumann Tissue Level SP [siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**] verglichen. Bei der Studie handelt es sich um eine Multicenterstudie, an der die Zentren Basel, Graz und Zürich beteiligt sind. Pro Zentrum werden 20 Titan- und

20 Zirkoniumdioxidimplantate inseriert und nach bestimmten Zeitpunkten, welche in Tabelle 2 (bisher 3) abgelesen werden können, kontrolliert und dokumentiert.

Straumann® PURE Ceramic Implantat

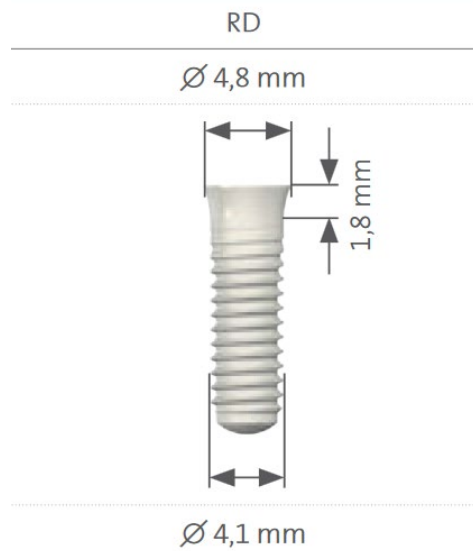


Abbildung 4: Straumann Pure Ceramic Implantat (Straumann® Produktkatalog Deutschland 2019)

Standard Plus (SP)

RN
Ø 4,8 mm



Ø 4,1 mm

Abbildung 5: Straumann Tissue Level SP Titanimplantat (Straumann® Produktkatalog Deutschland 2019)

2.1 PatientInnenrekrutierung

Die Studie wird an gesunden Patientinnen (>18 Jahren) durchgeführt, welche eine oder mehrere Einzelzahnücken haben. Klinisch und radiologisch muss ausreichend Knochen zur Verfügung stehen, um ein Implantat mit dem Durchmesser von 4,1 mm und der Länge von 8 mm setzen zu können. Kleinere Augmentationen stellen keine Kontraindikation dar und werden mittels Knochenersatzmaterial und Membran (BioOss Bioguide der Firma Geistlich®) durchgeführt.

Die Ausschlusskriterien sind das Vorhandensein von dentalen und muskulären Parafunktionen, Parodontitis, Rauchen von über 10 Zigaretten pro Tag, mangelhafte Compliance sowie allgemeine Kontraindikationen [immunologische Erkrankungen, chronische Kortikosteroideinnahme, Patienten unter antiresorptiver Therapie, schwere systemische Erkrankungen, sowie Schwangerschaft (HCG Schnelltest, DiaChrom bj-Diagnostik, Giessen, Deutschland) und vorangegangene Bestrahlung im Kopf- Halsbereich].

Außerdem werden Personen aus der Studie ausgeschlossen, bei denen das Implantat direkt nach der Implantation zu wenig Primärstabilität aufweist.

2.2 Erwarteter Outcome der Studie

Primärer Outcome soll der zeitabhängige Knochenverlust bei beiden Implantattypen sein. Dieser wird röntgenologisch mittels Paralleltechnik dokumentiert und der Knochenverlauf mesial und distal des Implantats analysiert und anschließend gemittelt.

Als sekundärer Outcome werden klinische Parameter wie biologische und technische Komplikationen, Überlebensrate, Plaqueindex, Papillenblutungsindex, Pink Esthetic-Score jeweils 4, 12, 24 und 36 Monate nach der Implantation erhoben und ausgewertet. Bei der 4. Visite post OP an Tag 7-14 wird zusätzlich der Early-Wound-Healing-Index (Wachtel, Schenk et al. 2003) ermittelt, um Weichgewebsheilung vergleichen zu können. 1, 2 und 3 Jahre nach der

Implantation wird die periimplantäre Sulcusflüssigkeit auf Matrix-Metalloproteinase 8 (aMMP-8) hin analysiert.

In Basel wird darüber hinaus noch die vestibuläre Schleimhautdurchblutung gemessen. Dies geschieht mittels speziell dafür gebautem Laser-Doppler (Peri Flux 5000, Perimed, Järfälla, Schweden) Gerät. Dieser ermöglicht das Messen von „Erythrozyten-Fluss“ Einheiten und somit die Durchblutung des periimplantären Gewebes. Die Untersuchung soll am Tag 1, 3, 5 und 7 sowie 6 Monate nach der Implantation stattfinden. Der geplante Studienablauf ist in Tabelle 2 ersichtlich.

Tabelle 2: Zeitliche Abfolge der Studie: Clinical and immunological outcome of two-piece zirconia-implants - a prospective randomized controlled clinical multicentre trial

	pre-OP	OP	Post-OP [Tag]				Post-OP [Monat]			
			1	3	5	7.-14.	4	12	24	36
Screening	x									
Inclusion/ Exclusion	x									
Patient Information and Informed Consent	x									
Demogra- phics	x									
Randomiz- ation	x									
DVT	x									
Cast Model	x					x	x	x	x	x
Single Rad		x					x	x	x	x
GBR		Ja/Nein								
PLI							x	x	x	x
PBI							x	x	x	x
EWHI						x				
PES 3-3							x	x	x	x
PI 4-7							x	x	x	x
Peri-Flux (Basel)	x		x	x	x	x				
aMMP8								x	x	x
Complicat- ions	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

2.3 Beispielhafter Ablauf eines Patientenfalls

Die PatientInnen werden im Routinebetrieb an den Kliniken Basel, Graz und Zürich nach Durchsicht der zuvor definierten Ein- und Ausschlusskriterien rekrutiert. Vor der Insertion des Implantates erfolgt ein Beratungstermin, um alle nötigen Voruntersuchungen abschließen zu können. Bei diesem Termin wird die / der PatientIn über die Risiken der Operation, die Studie an sich und die Nachsorge aufgeklärt. Weiters wird eine digitale Volumentomographie erstellt, um

das Knochenvolumen der Implantationsstelle einschätzen zu können. Ein Gipsmodell der Mundsituation wird für eine genaue Dokumentation hergestellt. Die PatientInnen werden randomisiert (Randomizer for clinical trials® Graz). Zusätzlich wird am Klinikum in Basel die Schleimhautdurchblutung mittels speziell gebautem Laser-Doppler (Peri-Flux 5000) gemessen.

Am Tag der Implantation kommt die / der PatientIn auf die Klinik und bekommt je nach Randomisierung entweder das Titanimplantat (Straumann Tissue level SP) oder das Zirkoniumdioxidimplantat (Straumann Pure Ceramic) inseriert. Nach der erfolgreichen Implantation wird ein Kleinbildröntgen (in Graz mit dem Röntgengerät Sirona Heliodent plus) angefertigt, welches später als Referenz für Veränderung des Knochenniveaus gilt. Kleinere Augmentationen sind für die Studie kein Ausschlusskriterium und werden im Sinne einer Guided Bone Regeneration mit Bio-Oss (Geistlich) und Bio-Guide (Geistlich) gemacht.

Am ersten, dritten und fünften Tag nach der Operation wird eine Wundkontrolle durchgeführt und die Wunde auf die üblichen Entzündungszeichen wie Pus, Rubor, Calor, Dolor, Tumor, Functio laesa (Rötung, Überhitzung, Schwellung, Schmerz, und Einschränkung der Funktion) überprüft und wenn notwendig unter dem Punkt „Komplikationen“ des Case Report Formulars eingetragen. In Basel wird an diesen Tagen zusätzlich wieder die Schleimhautdurchblutung gemessen und dokumentiert.

7-14 Tage nach der Operation wird der Patient erneut untersucht. Es wird wie beim ersten Termin ein Gipsmodell hergestellt. Außerdem wird der Early-Wound-Healing-Index (Wachtel, Schenk et al. 2003) erhoben. Ebenso wie bei den Terminen davor wird in Basel die Schleimhautdurchblutung mit dem Laser-Doppler (Peri-Flux5000) gemessen. Mit dieser Messung sind die Messungen der Schleimhautdurchblutung abgeschlossen und können ausgewertet werden.

Die Implantate heilen transgingival ein.

Vier Monate nach der Implantation wird das Implantat mit einer CAD-CAM gefertigten verschraubten Vollkeramikkrone versorgt (siehe **Fehler!** Verweisquelle konnte nicht gefunden werden..



Abbildung 6: verschraubter Zirkoniumdioxidgingivaformer (dankenswerterweise zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Kühl, Universitätsklinik Basel)



Abbildung 7: inserierte, funktionell belastete CAD/CAM gefertigte Krone mit okklusalem Schraubkanal (dankenswerterweise zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Kühl Universitätsklinik Basel)



Abbildung 8: eingesetzte CAD/CAM-Krone, (dankenswerterweise zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Kühl, Universitätsklinik Basel)

Weiters werden ein Gipsmodell für eine Volumensmessung, der Pink Esthetik Score (PES 3-3), der Plaqueindex (PLI), der Papilla-Index (PI4-7) sowie der Papillen-Blutungs-Index (PBI) erstellt.

12, 24 und 36 Monate nach der Implantation werden diese Indices genauso erhoben, wobei zusätzlich aus dem periimplantären Sulcus mit Hilfe von Papierspitzen die Sulcusflüssigkeit entnommen und die α -MMP8 Konzentration gemessen wird.

3 Ergebnis

Aufgrund der unterschiedlichen Studiendesigns gestaltet sich ein direkter Vergleich der Arbeiten miteinander recht schwierig. Trotz alledem sollen die Gemeinsamkeiten der verschiedenen Studien hervorgehoben werden. Die

Überlebensrate war größtenteils angegeben bzw. konnte aus den angegebenen Daten errechnet werden.

In Tabelle 4 sind jene Studien der ursprünglich 18, aufgelistet, aus denen sich Vergleiche ableiten lassen.

Tabelle 3: Vergleichbare Studien

Name der Studie	Jahr	Patienten	Zeit	Verluste	Implantatmenge	mittlerer Knochenverlust	Überlebensrate
Becker John	2017	52	2	2	52		95,80
Cionca Müller	2014	32	2,4	6	49		87,75
Gahlert, Burtscher	2011	79	4,6	13	170		92,60
Brüll, van winkelhoff	2014	74	3	3	121		96,50
Holländer	2016	38	1	0	106		100,00
Röhling	2016	71	7	36	161	0,97mm±0,07mm	77,30
Mellinghoff	2015	23	2,5	0	51	0,63mm±0,94mm	100,00
Payer	2015	22	2	1	16	1,48mm±1,05mm	95,00
Bormann	2018	44	3	1	44	0,97mm±0,88mm	97,50
Kniha	2018	81	3	0	105		100,00
Jung	2015	58	1	1	67	0,78mm±0,79mm	98,60
Gesamt		574	31,5		942		93,16
Durchschnitt			2,86364				
			2,9 Jahre				

Fünf der elf Studien gaben einen mittleren Knochenverlust an. Dieser lag zwischen 0,63mm und 1,48mm. Der Knochenverlust wurde meist in den ersten 6 Monaten nach der Operation beschrieben. Danach wurde nur mehr ein geringer Knochenverlust verzeichnet (Röhling, Gahlert 2015, Mellinghoff, Jochen, Cacaci et al. 2015, Payer, Heschl et al. 2015, Bormann, Gellrich et al. 2018, Jung, Grohmann et al. 2016)

Plaqueakkumulation, Blutungen oder Rezessionen konnten nicht verglichen werden, da die Parameter entweder nicht erhoben wurden oder kein einheitliches Bewertungsschema verwendet wurde.

Bei der Analyse der Überlebensrate der Implantate fällt eine Studie besonders auf, da diese im Gesamtvergleich ein sehr niedriges Ergebnis aufweist. Röhling et al. haben 2016 in ihrer retrospektiven Analyse der klinischen Daten nach 7 Jahren lediglich eine Überlebensrate von 77,3% festgestellt (Röhling, Gahlert 2015), während die anderen Studien Überlebensraten von 87,75% (Cionca, Müller et al. 2015) bis 100% (Holländer, Lorenz et al. 2016, Mellinghoff, Jochen, Cacaci et al. 2015, Kniha, Schlegel et al. 2018) aufweisen.

Titanimplantate werden seit mehreren Jahrzehnten in der zahnärztlichen Implantologie verwendet und weisen zufriedenstellende Erfolge mit einer Überlebensrate von durchschnittlich 97% nach 5 Jahren auf (Cionca, Müller et al.

2015). Zirkoniumdioxid wird seit mehreren Jahrzehnten in der Zahnmedizin hauptsächlich als Kronen- und Brückenmaterial, seit einigen Jahren auch vermehrt als Implantatmaterial eingesetzt. Die ästhetisch ansprechende weiße Farbe und die gute Biokompatibilität sind 2 der Vorteile von Zirkoniumdioxid. Mit einer Überlebensrate von ca. 95,8% nach 32,9 Monaten erreicht es eine ähnliche Überlebensrate wie Titan (Becker, John et al. 2017). Berücksichtigt werden sollte bei diesem Vergleich jedoch, dass es für Zirkoniumdioxidimplantate nur wenige bis keine Langzeitstudien und somit auch keine Langzeitergebnisse gibt (Becker, John et al. 2017, Cionca, Müller et al. 2015).

Die Überlebensrate von Zirkoniumdioxidimplantaten hängt unter anderem von der Qualität des Materials ab. Normalerweise liegt Zirkoniumdioxid in tetragonaler Phase vor. Durch Stress und hohe Feuchtigkeit kann es jedoch zu einer Umwandlung in die monokline Phase kommen, Materialschwächen können auftreten. In weiterer Folge ist das Implantat nicht mehr so belastbar und es kann zur Fraktur kommen. Stress und Feuchtigkeit wird im Zusammenhang mit Zirkoniumdioxid als „Low-Temperature-Degradation“ (LTD) bezeichnet. Wie groß die Auswirkungen dieser LTD sind, kann derzeit nicht beurteilt werden, da dementsprechende Langzeitstudien fehlen. Um LTD entgegen wirken zu können, werden dem Zirkoniumdioxid Zusätze wie Yttriumoxid beigemischt (Chevalier, Loh et al. 2011). Die Biegefestigkeit von Zirkoniumdioxid liegt zwischen 900-1200 MPa während Titan eine Biegefestigkeit von 450-950 MPa hat (Andreiotelli, Kohal 2009). Daraus geht hervor, dass Titanimplantate einer Kraft weniger stark entgegenwirken können als Zirkoniumdioxidimplantate. Was das für das Langzeitüberleben von Zirkoniumdioxidimplantaten bedeutet, muss abgewartet werden, auch hier liegen keine Langzeitdaten vor. Allerdings befindet sich die statistische Bruchkraft von Zirkoniumdioxid im Bereich von 725 N und 850 N. Dieser Bereich liegt gerade noch im zulässigen Bereich von zahnärztlichen Implantaten. Das bedeutet, dass Titan sich bei einer bestimmten Kraft verformt, während Zirkoniumdioxid bereits bricht (Andreiotelli, Kohal 2009, Niinomi 2008).

Gahlert et al. zeigten in einer prospektiven Studie mit 170 Zirkoniumdioxidimplantaten bei 79 Patienten und Patientinnen, dass insgesamt 13 Implantatfrakturen in einem mittleren Beobachtungszeitraum von 38 Monaten

aufgetreten sind. Das ergibt eine Frakturnrate von fast 17,6%. Interessant ist aber, dass 12 der 13 Implantatfrakturen in der Studie von Gahlert und Burtscher bei einem Implantatdurchmesser von nur 3,25mm vorkamen und nur eine bei einem Durchmesser von 4mm (bei vorhandenem Bruxismus). Bei Zirkoniumdioxidimplantaten mit einem Durchmesser von 5mm konnte die Gruppe um Gahlert keine Fraktur beobachten. Daraus haben sie geschlossen, dass bei reduziertem Implantatdurchmesser Titanimplantate den Zirkoniumdioxidimplantaten vorzuziehen sind. Um dies zu bestätigen, sind allerdings weitere Studien nötig (Gahlert, Burtscher et al. 2012).

Nowak (2010) untersuchte in einer Studie den Bone-to-Implant-Contact (BIC) nach ein, vier und zwölf Wochen. Eine Woche nach Insertion des Implantats war der BIC von Titan bei 47,7% ($\pm 9,1$), der von Zirkoniumdioxid bei 35,3% ($\pm 10,8$). Nach vier Wochen stieg der BIC von Titan auf 58,6% ($\pm 9,5$) bzw. für Zirkoniumdioxid auf 45,3% ($\pm 15,7$). Bei der letzten Messung nach zwölf Wochen war der BIC für Titan bei 82,9% ($\pm 10,7$) und bei Zirkoniumdioxid bei 71,4% ($\pm 17,8$) (Nowak 2010). Beide Implantate weisen einen ausreichenden BIC auf.

Der BIC von Titan und Zirkoniumdioxid weist, wie auch schon Studien von Kohal et al. 2003 sowie Akagawa et al. 1993 und 1998 beschrieben, keinen signifikanten Unterschied auf (Akagawa, Ichikawa et al. 1993, Kohal, RJ, Weng et al. 2003, Akagawa, Hosokawa et al. 1998).

Für einen ausreichenden Bone-to-Implant-Contact ist die Oberfläche des Implantats von entscheidender Bedeutung, was Sennerby et al. in einer Studie 2005 zeigten. Sie untersuchten nach einer Einheilzeit von 6 Wochen den BIC von oberflächenmodifizierten Zirkoniumdioxidimplantaten und nichtoberflächenmodifizierten Implantaten. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass oberflächenmodifizierte Zirkoniumdioxidimplantate nach 6 Wochen Einheilzeit einen BIC von 56% hatten, während dem gegenüber nicht oberflächenmodifizierte Zirkoniumdioxidimplantate nur einen BIC von 36% hatten (Sennerby, Dasmah et al. 2005).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Gotfredson et al. die 5 verschiedene Titanimplantattypen mit unterschiedlicher Oberflächenrauigkeit in die Unterschenkel von Kaninchen implantierten. Insgesamt wurden 120 Implantate

ausgewertet. Am schlechtesten schnitten die nichtoberflächenbearbeiteten Titanimplantate, am besten die plasmabeschichteten, sehr rauen Implantate ab (Gotfredsen, Berglundh et al. 2000).

Gahlert et al. beschrieben 2007, dass sich der BIC auch bei Zirkoniumdioxidimplantaten durch Oberflächenrauigkeit verändern lässt. Sie untersuchten 2 verschiedene Zirkoniumdioxidimplantate, von denen das eine ohne Oberflächenbehandlung und das andere eine sandgestrahlte Oberfläche hatte. Diese wurden mit einem SLA-Titanimplantat (sandgestrahlt und geätzte Oberfläche) der Firma Straumann verglichen. Insgesamt wurden 78 Implantate verwendet und nach vier, acht und zwölf Wochen untersucht. Das beste Ergebnis erreichte das SLA-Titanimplantat, danach kam das sandgestrahlte Zirkoniumdioxidimplantat und am schlechtesten schnitt das maschinerte Zirkoniumdioxidimplantat ab (Gahlert, Gudehus et al. 2007).

Brüll et al. zeigte in einer Fünfjahres-Follow-up-Kohortenstudie, dass bei ausreichender Osseointegration erhebliche Einflüsse auf das Zirkoniumdioxidimplantat notwendig sind, die es so stark schädigen, dass eine Explantation nötig werden würde. 316 gesetzte Zirkoniumdioxidimplantate wurden untersucht, die eine Überlebensrate von 96,9% zeigten. Weiters kamen sie zu dem Schluss, dass die verloren gegangenen Zirkoniumdioxidimplantate nur durch zu geringe Primärstabilität verloren wurden. Nach erfolgreicher Osseointegration kam es zu keinem Verlust (Brüll, van Winkelhoff et al. 2014).

2016 wurden von Preis et al. die Eigenschaften von sechs verschiedenen zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantattypen im Vergleich zu zweiteiligen Titanimplantaten untersucht. Man analysierte das Bruchverhalten von einem zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantatsystem mit geklebtem Abutment, fünf zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantatsystemen mit geschraubtem Abutment und unterschiedlicher keramischer Zusammensetzung, im Vergleich zu einem zweiteiligen geschraubten Titanimplantat. Von jedem Implantattyp wurden 10 Stück mit den Durchmessern 3,8mm und 4,6mm getestet.

Das verklebte Zirkoniumdioxidimplantatsystem sowie das zweiteilige Titanimplantat wiesen keinerlei Frakturen auf. Hingegen frakturierten bei allen

verschraubten zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantaten entweder Abutment oder Implantat (Preis, Kammermeier et al. 2016).

Nishihara et al. (2019) filterten in einer Internetrecherche 654 Artikel, bei der am Schluss 57 Artikel übrigblieben. Untersucht wurden Biokompatibilität, mechanische Eigenschaften, Implantatdesign, Osseointegration, Weichgewebsreaktion sowie restaurative Möglichkeiten. Die Gruppe kam zu dem Schluss, dass Yttrium-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid am häufigsten verwendet wird. Bei den mechanischen Eigenschaften wurde meistens auf LTD eingegangen, bei denen die in vitro Studien eine micro grain-Transformation von 1-4µm nach 30-60 Jahren darstellen konnten, wobei in den jeweiligen Studien nicht mit okklusaler Belastung vorgegangen wurde. Außerdem wurden einteilige und zweiteilige Implantatdesigns verglichen. Einteilige Zirkoniumdioxidimplantate wiesen eine Bruchlast von 1000 N auf, während zweiteilige nur eine Bruchlast von 187-398 N aufwiesen. Die durchschnittliche Belastung in der posterioren Region lag bei 250-400N und in der anterioren Region bei 140-200 N. Zweiteilige verklebte Zirkonoxidimplantate zeigten ähnliche Bruchlasten wie zweiteilige Titanimplantate. Zweiteilige verschraubte Zirkoniumdioxidimplantate brachen meist im Bereich der Schraubverbindung.

Zur Überprüfung der Osseointegration wurden zwei Werte bestimmt, das Ausdrehmoment und der BIC. Das Ausdrehmoment lag für Titan bei 7-74N und für Zirkoniumdioxid bei 9-78N. Der BIC lag für Titan nach einer Woche bis 12 Monaten bei 25-88% und für Zirkoniumdioxid bei 24-85% nach 14 Tagen bis 12 Monaten. Es wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt, sodass beide Implantatmaterialien auf die Osseointegration bezogen in dieser Übersichtsarbeit als gleichwertig anzusehen sind.

Nur 5 der 57 Studien (Nishihara, Adanez et al. 2019) untersuchten die Weichgewebsreaktion auf Zirkoniumdioxidimplantate und Titanimplantate. Die Studien kamen zu dem Schluss, dass die biologische Breite bei beiden Implantatmaterialien gleich groß zu sein scheint. In der periimplantären Schleimhaut von Zirkoniumdioxidimplantaten wurden weniger Leukozyten gefunden als in der von Titanimplantaten.

Trotzdem wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen Titan und Zirkoniumdioxid in Hinsicht auf die Weichgewebsreaktion gefunden (Nishihara, Adanez et al. 2019).

Payer et al. (2015) konnte in einer Studie ähnliche Ergebnisse zeigen. Es wurden 31 Implantate bei 22 PatientInnen implantiert. Von 16 Zirkoniumdioxidimplantaten und 15 Titanimplantaten wurde nur ein Zirkoniumdioxidimplantat 8 Monate nach der prothetischen Versorgung verloren, was zu einer Erfolgsrate von 93,3% für Zirkoniumdioxidimplante und 100% für Titanimplantate nach einem Beobachtungszeitraum von 24 Monaten führt (Payer, Heschl et al. 2015).

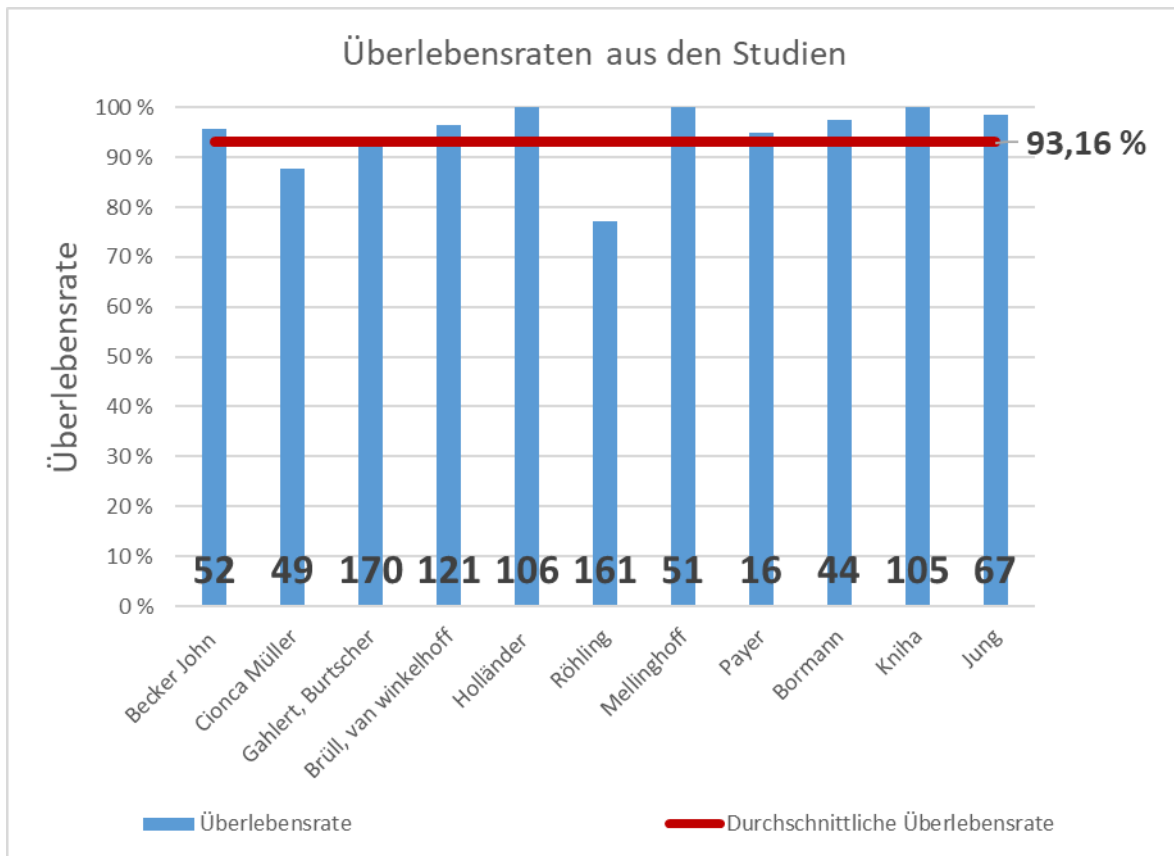
Ein einteiliges Straumann-Implantat wurde in einer dreijährigen Studie von Bormann et al. untersucht. Insgesamt wurden 44 Implantate bei 44 Patienten implantiert. 6 Monate nach der Operation ist ein Implantatverlust aufgetreten. Alle anderen Implantate waren mit einem mittleren Knochenverlust von 0,97mm ($\pm 0,88$ mm) nach 36 Monate noch immer zufriedenstellen osseointegriert. Die Gruppe konnte den meisten Knochenverlust von 0,88mm ($\pm 0,86$ mm) innerhalb der ersten 6 Monaten verzeichnen (Bormann, Gellrich et al. 2018).

Um die Weichgewebsreaktion zu untersuchen, implantierte Kniha et al. 2018 105 Implantate bei 81 PatientInnen. Nach drei Jahren lag die Überlebensrate immer noch bei 100%. Die Weichgewebsreaktion konnte in dieser Arbeit mit der Höhe des Kontaktpunktes der prothetischen Versorgung assoziiert werden. Ein niedriger Kontaktpunkt korrelierte mit einer vollen Papille, während ein hoher Kontaktpunkt mit einem Papillendefizit assoziiert war (Kniha, Schlegel et al. 2018).

2015 wurde eine Studie von Jung et al. durchgeführt. Die einteiligen Zirkoniumdioxidimplantate wurden sofort versorgt und 1 Jahr lang nachkontrolliert. Insgesamt wurden bei 58 PatientInnen 68 Implantate gesetzt, wovon eines verloren ging. Dieser eine Implantatverlust trat bereits nach 5 Wochen auf. Die Gruppe um Jung kommt somit auf eine Überlebensrate von Zirkoniumdioxidimplantaten von 98,3% (Jung, Grohmann et al. 2016).

In Tabelle 5 sind die Überlebensraten der 11 analysierten Studien gegenübergestellt. Die mittlere Überlebensrate liegt bei 93,16%.

Tabelle 4: Überlebensraten aus den Studien (eigene Darstellung)



Röhring et al. zeigten in einer retrospektiven Studie, dass es bei Zirkoniumdioxidimplantaten besonders wichtig ist möglichst große Durchmesser zu verwenden. (Roehling, Woelfler et al. 2016).

In dieser Studie wurde, wie bereits erwähnt, die niedrigste Überlebensrate erhoben. Die 36 verlorenen Implantate wurden eingeteilt in frühen Verlust vor der prothetischen Versorgung, später Verlust nach der prothetischen Versorgung sowie Fraktur des Implantats nach der prothetischen Versorgung. 14 Implantate (38,9%) wurden der Gruppe „früher Verlust vor der prothetischen Versorgung“ zugeteilt. Es konnte kein eindeutiger Grund für den frühzeitigen Verlust festgestellt werden. Die Implantate waren in verschiedenen Knochendichten implantiert worden und es kam bei keinem Implantat zu einer Entzündung. 4 Implantate (11,1%) wurden der Gruppe „später Verlust nach der prothetischen Versorgung“ zugeteilt. Hier konnte ebenfalls kein eindeutiger Grund gefunden werden.

18 der Implantate (50%) frakturierten. Die Fraktur war immer im koronalen Anteil des sandgestrahlten Implantatkörpers. Ebenso wie in der Studie von (Gahlert, Burtscher et al. 2012) konnte die Fraktur auf einen zu geringen Implantatdurchmesser zurückgeführt werden. 15 der 18 frakturierten Implantate hatten einen reduzierten Implantatdurchmesser von nur 3,25 mm. Die anderen 3 frakturierten Implantate hatten einen Durchmesser von 4 mm. Keines der Implantate mit einem Durchmesser von 5 mm frakturierte (Röhling, Gahlert 2015).

Für eine Studie implantierte Mellinghoff überwiegend im Seitenzahnbereich an 23 PatientInnen 51 Implantate. Diese heilten 6 Monate ein und wurden anschließend mit vollkeramischen Einzelzahnkronen versorgt. 3 Jahre nach der Operation waren alle Implantate in situ und zeigten sich bei einem guten ästhetischen Ergebnis auch klinisch unauffällig. 2 Jahre nach der prothetischen Versorgung wurden im Zuge der Kontrolle Kleinbildröntgen angefertigt, die bei keinem der Implantate eine zirkuläre Aufhellung zeigen, was auf ein stabiles Ergebnis hinweist (Mellinghoff, Jochen, Cacaci et al. 2015).

Holländer untersuchte 106 Zirkoniumdioxidimplantate von 38 PatientInnen. Ein Jahr nach der prothetischen Versorgung wurden keine Verluste verzeichnet. Die Zirkoniumdioxidimplantate wurden in diesem Fall mit natürlichen Referenzzähnen verglichen. Zirkoniumdioxidimplantate wiesen dabei die gleichen Werte bei der Sondierungstiefe, dem Bleeding on Probing und der Attachmenthöhe auf. Die Implantate schnitten beim Plaqueindex und Rezessionen sogar besser ab als die Referenzzähne. Die Überlebensrate lag auch hier bei 100% (Holländer, Lorenz et al. 2016).

4 Diskussion

Die Ergebnisse der Literaturrecherche deuten darauf hin, dass Zirkoniumdioxidimplantate im Vergleich zu herkömmlichen Titanimplantaten ebenso gut biokompatibel sind. Manche Entzündungsparameter weisen sogar auf eine bessere Verträglichkeit als bei Titanimplantaten hin (Degidi, Artese et al. 2012). Bei bekannter Metallüberempfindlichkeit ist eine Implantation von Zirkoniumdioxidimplantaten bei strenger Indikationsstellung durchaus in Erwägung zu ziehen.

Die Daten der Röhling-Studie stammen von Implantaten, die in den Jahren 2004-2009 implantiert wurden und gehören somit zu den ältesten Daten innerhalb dieser Literaturrecherche. Der Grund für diese niedrige Überlebensrate könnte in dem zur damaligen Zeit evtl. noch nicht ganz ausgereiften Material liegen (Röhling, Gahlert 2015).

Die Osseointegration läuft bei gleicher Oberflächenrauigkeit der Implantate gleich gut ab. Beide Implantatmaterialien weisen ausreichende Bone-to-Implant-Contact-Werte auf (Nowak 2010).

Das größte Problem bei Zirkoniumdioxidimplantaten liegt noch immer in der Verbindung zwischen Abutment und Implantat. Eine geklebte Verbindung scheint bisher von den Bruchwerten ebenso beständig wie eine geschraubte Titanimplantatverbindung zu sein. Allerdings ist die Klebung des Abutments sehr techniksensibel und irreversibel, was eine spätere Erneuerung der prothetischen Arbeit erschwert.

Eine geschraubte Zirkoniumdioxidabutmentverbindung weist niedrigere Bruchwerte als die Titanverbindung auf und zeigt somit eine erhöhte Frakturgefahr (Gahlert, Burtscher et al. 2012). Je nachdem welche Komponente frakturiert, muss entweder explantiert oder ein neues Abutment aufgesetzt werden.

Weiters gibt es keine Langzeitergebnisse, die die „Low temperature degeneration“ untersuchen. Bei Mikrospaltbildung könnte es leichter zu Frakturen kommen und die Anlagerung von Plaque begünstigt werden. Titan wird seit mehreren Jahrzehnten in der festsitzenden und abnehmbaren Prothetik verwendet und weist sehr gute Langzeitergebnisse auf. Bei dünner Gingiva, marginalem bukkalem Knochenverlust und hoher Lachlinie kann ein Titanimplantat in der Front jedoch

die Ästhetik beeinträchtigen. Dieses Problem kann aber laut der vorliegenden Literatur durch ein Bindegewebsstransplantat/GBR behoben werden (Mellinghoff, Jochen 2013), wobei in diesem Fall auch an die Möglichkeit von Zirkoniumdioxid als Implantatmaterial gedacht werden könnte. Bei der Anwendung von Zirkoniumdioxidimplantaten sollte, um das Frakturrisiko zu minimieren, ausreichend Knochen vorhanden sein, um ein Implantat mit einem möglichst großen Durchmesser setzen zu können.

Solange das Problem der erhöhten Bruchwerte der Verbindung zwischen Abutment und Implant bei Zirkoniumdioxidimplantate noch nicht gelöst ist und es keine Daten über Langzeitergebnisse von „low temperature degeneration“ bzw. Überlebensrate gibt, sind Zirkoniumdioxidimplantate bei strenger Nutzen-Risiko-Abwägung nur für Personen mit bekannter Metallüberempfindlichkeit zu empfehlen. Die Daten der in dieser Arbeit vorgestellten Studie bringen weitere Aufschlüsse über den Einsatz von Zirkoniumdioxidimplantaten als mögliches Alternativmaterial zu Titan.

5 Literaturverzeichnis

AKAGAWA, Y., HOSOKAWA, R., SATO, Y. and KAMAYAMA, K., 1998. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *The Journal of prosthetic dentistry*, **80**(5), pp. 551-558.

AKAGAWA, Y., ICHIKAWA, Y., NIKAI, H. and TSURU, H., 1993. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *The Journal of prosthetic dentistry*, **69**(6), pp. 599-604.

ANDREIOTELLI, M. and KOHAL, R., 2009. Fracture Strength of Zirconia Implants after Artificial Aging. *Clinical implant dentistry and related research*, **11**(2), pp. 158-166.

ANDREIOTELLI, M., WENZ, H.J. and KOHAL, R., 2009. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical oral implants research*, **20**, pp. 32-47.

ATIEH, M.A., IBRAHIM, H.M. and ATIEH, A.H., 2010. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Journal of periodontology*, **81**(10), pp. 1350-1366.

BECKER, J., JOHN, G., BECKER, K., MAINUSCH, S., DIEDRICHS, G. and SCHWARZ, F., 2017. Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years. *Clinical oral implants research*, **28**(1), pp. 29-35.

BLOCK, M.S., 2018. Dental implants: The last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **76**(1), pp. 11-26.

BORMANN, K., GELLRICH, N., KNIHA, H., SCHILD, S., WEINGART, D. and GAHLERT, M., 2018. A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth edentulous area: 3-year follow-up. *BMC oral health*, **18**(1), pp. 181.

BOSSHARDT, D.D., CHAPPUIS, V. and BUSER, D., 2017. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology 2000*, **73**(1), pp. 22-40.

BRÅNEMARK, P., BREINE, U., ADELL, R., HANSSON, B., LINDSTRÖM, J. and OHLSSON, Å., 1969. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, **3**(2), pp. 81-100.

BRÅNEMARK, P., ZARB, G. and ALBREKTSSON, T., 1985. Einführung in die Osseointegration. *Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: Gewebeintegrierter Zahnersatz. Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. Quintessenz, Berlin 1985*, , pp. 11-76.

BRÜLL, F., VAN WINKELHOFF, A.J. and CUNE, M.S., 2014. Zirconia dental implants: A clinical, radiographical and microbiological evaluation up to 5 years.

CALES, B., STEFANI, Y. and LILLEY, E., 1994. Long-term in vivo and in vivo aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *Journal of Biomedical Materials Research*, **28**(5), pp. 619-624.

CHEVALIER, J., 2006. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, **27**(4), pp. 535-543.

CHEVALIER, J., LOH, J., GREMILLARD, L., MEILLE, S. and ADOLFSON, E., 2011. *Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface*.

CHRISTEL, P., MEUNIER, A., HELLER, M., TORRE, J.P. and PEILLE, C.N., 1989. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, **23**(1), pp. 45-61.

CIONCA, N., MÜLLER, N. and MOMBELLI, A., 2015. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study. *Clinical oral implants research*, **26**(4), pp. 413-418.

COTTOM, B.A. and MAYO, M.J., 1996. *Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3mol% Y₂O₃ determined by vickers indentation.*

DE AZA, A., CHEVALIER, J., FANTOZZI, G., SCHEHL, M. and TORRECILLAS, R., 2002. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*, **23**(3), pp. 937-945.

DEGIDI, M., ARTESE, L., PIATTELLI, A., SCARANO, A., SHIBLI, J.A., PICCIRILLI, M., PERROTTI, V. and IEZZI, G., 2012. Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study. *Clinical oral investigations*, **16**(3), pp. 857-866.

DROUIN, J., CALES, B., CHEVALIER, J. and FANTOZZI, G., 1997. Fatigue behavior of zirconia hip joint heads: experimental results and finite element analysis. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, **34**(2), pp. 149-155.

ENKLING, N., 2019. Die Soforttherapien in der Implantologie: Sofortimplantation, Sofortversorgung und Sofortbelastung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, **128**(09), pp. 446-452.

FRANKE, J., 1980. Der Heutige Stand der Implantologie : ein Symposium : gesammelte Vorträge der Sonder-Fortbildungs-Veranstaltung der Zahnärztekammer Hamburg am 8. 12. 1979 Abbildung 4. München: Hanser, pp. 115-115.

GAHLERT, M., BURTSCHER, D., GRUNERT, I., KNIHA, H. and STEINHAUSER, E., 2012. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. *Clinical oral implants research*, **23**(3), pp. 287-293.

GAHLERT, M., GUDEHUS, T., EICHHORN, S., STEINHAUSER, E., KNIHA, H. and ERHARDT, W., 2007. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical oral implants research*, **18**(5), pp. 662-668.

GAHLERT, M., RÖHLING, S., WIELAND, M., SPRECHER, C., KNIHA, H. and MILZ, S., 2009. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and

histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clinical oral implants research*, **20**(11), pp. 1247-1253.

GOTFREDSSEN, K., BERGLUNDH, T. and LINDHE, J., 2000. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clinical implant dentistry and related research*, **2**(3), pp. 120-128.

GRÖSSNER-SCHREIBER, B. and TERHEYDEN, H., 2004. Implantatdesign-Form-und Oberflächengestaltung enossaler Implantate. *Implantologie*, **12**(3), pp. 213-223.

GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., QUACH, L. and SWAIN, M.V., 2004. *Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic.*

GUO, J., PADILLA, R.J., AMBROSE, W., DE KOK, I.J. and COOPER, L.F., 2007. The effect of hydrofluoric acid treatment of TiO₂ grit blasted titanium implants on adherent osteoblast gene expression in vitro and in vivo. *Biomaterials*, **28**(36), pp. 5418-5425.

HAMMERLE, C., CHEN, S.T. and WILSON JR, T.G., 2004. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **19**(Suppl), pp. 26-28.

HEMPTON, T.J. and DOMINICI, J.T., 2010. Contemporary crown-lengthening therapy: a review. *The Journal of the American Dental Association*, **141**(6), pp. 647-655.

HERMANN, J.S., BUSER, D., SCHENK, R.K. and COCHRAN, D.L., 2000. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*, **71**(9), pp. 1412-1424.

HEYDECKE, G., BUTZ, F., HUSSEIN, A. and STRUB, J.R., 2002. *Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems.*

HOLLÄNDER, J., LORENZ, J., STUEBINGER, S., HÖLSCHER, W., HEIDEMANN, D., GHANAATI, S. and SADER, R., 2016. Zirconia Dental Implants: Investigation of Clinical Parameters, Patient Satisfaction, and Microbial Contamination. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **31**(4),.

JUNG, R.E., GROHMANN, P., SAILER, I., STEINHART, Y., FEHÉR, A., HÄMMERLE, C., STRUB, J.R. and KOHAL, R., 2016. Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial. *Clinical oral implants research*, **27**(7), pp. 751-761.

JUNG, R.E., SAILER, I., HAMMERLE, C., ATTIN, T. and SCHMIDLIN, P., 2007. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **27**(3), pp. 251.

KASEMO, B. and LAUSMAA, J., 1988. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **3**(4),.

KNIHA, K., SCHLEGEL, K.A., KNIHA, H., MODABBER, A., HÖLZLE, F. and KNIHA, K., 2018. Evaluation of peri-implant bone levels and soft tissue dimensions around zirconia implants—a three-year follow-up study.

KOHAL, R., ATT, W., BÄCHLE, M. and BUTZ, F., 2008. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, **47**(1), pp. 224-243.

KOHAL, R., WENG, D., BÄCHLE, M. and KLAUS, G., 2003. Zirkonoxid-Implantate unter Belastung. Eine vergleichende histologische, tierexperimentelle Untersuchung. *Z Zahnärztl Implantol*, **19**(2), pp. 88-91.

KRAFT, C., DIEDRICH, O., BURIAN, B., SCHMITT, O. and WIMMER, M., 2003. Microvascular response of striated muscle to metal debris: a comparative in vivo study with titanium and stainless steel. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, **85**(1), pp. 133-141.

LE GUÉHENNEC, L., SOUEIDAN, A., LAYROLLE, P. and AMOURIQ, Y., 2007. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, **23**(7), pp. 844-854.

MELLINGHOFF, J., 2006. Erste klinische Ergebnisse zu dentalen Schraubenimplantaten aus Zirkonoxid. *Z Zahnärztl Impl*, **22**(4), pp. 288-293.

MELLINGHOFF, J., 2013. Zirkoniumdioxidimplantate–Erfahrungen aus der Praxis Welche ästhetischen Vorteile haben Keramik-implantate? .

MELLINGHOFF, J., 2012. Keramikimplantate: Was der Zahntechniker wissen sollte. *Zahntech Mag*, **5**, pp. 240-248.

MELLINGHOFF, J., CACACI, C. and DETSCH, F., 2015. Einteilige Keramikimplantate Eine Longitudinalstudie über zwei Jahre Beobachtungsdauer. *Quintessenz Implantologie*, **23**(1), pp. 89-100.

MEYLE, J., GÜLTIG, K., HÜTTEMANN, W., VON RECUM, A., ELBNER, G., WOLBURG, H. and NISCH, W., 1994. Oberflächenmikromorphologie und Zellfraktion. *Z Zahnärztl Implantol*, **10**, pp. 51-60.

NICHOLS, F.C., 1954. Semiburied denture implants; review of literature and experimental study. *Journal of oral surgery*, **12**(3), pp. 217-231.

NIINOMI, M., 2008. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, **1**(1), pp. 30-42.

NISHIHARA, H., ADANEZ, M.H. and ATT, W., 2019. Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests. *Journal of prosthodontic research*, **63**(1), pp. 1-14.

NKENKE, E. and SCHLIEPHAKE, H., 2009. Sofortbelastung und Sofortversorgung von Implantaten: Indikationen und Überlebensraten. *Z Zahnärztl Implantol*, **25**, pp. 151-159.

NOWAK, I., 2010. Die knöchernen Einheilung von Zirkon- und Titanimplantaten—Eine histologische und ultrastrukturelle Untersuchung. *Düsseldorf, Heinrich-Heine-Universität, Klin.für Kiefer- und Plast.Gesichtschirurgie, Diss.* .

OSMAN, R.B., SWAIN, M.V., ATIEH, M., MA, S. and DUNCAN, W., 2014. Ceramic implants (Y-TZP): are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clinical oral implants research*, **25**(12), pp. 1366-1377.

PATIL, R. and BHARADWAJ, D., 2016. Is primary stability a predictable parameter for loading implant? *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, **8**(1), pp. 84.

PAULY, A., 2019. , Imu.

PAYER, M., ARNETZL, V., KIRMEIER, R., KOLLER, M., ARNETZL, G. and JAKSE, N., 2013. Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a prospective case series—results after 24 months of clinical function. *Clinical oral implants research*, **24**(5), pp. 569-575.

PAYER, M., HESCHL, A., KOLLER, M., ARNETZL, G., LORENZONI, M. and JAKSE, N., 2015. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants – a randomized controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*, **26**(4), pp. 371-376.

PICONI, C., BURGER, W., RICHTER, H.G., CITTADINI, A., MACCAURO, G., COVACCI, V., BRUZZESE, N., RICCI, G.A. and MARMO, E., 1998. *Y-TZP ceramics for artificial joint replacements*.

PICONI, C. and MACCAURO, G., 1999. *Zirconia as a ceramic biomaterial*.

PREIS, V., KAMMERMEIER, A., HANDEL, G. and ROSENTRITT, M., 2016. In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dental Materials*, **32**(6), pp. 765-774.

RIGHESO, L.A.R., BLATT, S., KWON, Y. and AL-NAWAS, B., 2016. Primärstabilität dentaler Implantate Eine Übersichtsarbeit.

ROEHLING, S., WOELFLER, H., HICKLIN, S., KNIHA, H. and GAHLERT, M., 2016. A retrospective clinical study with regard to survival and success rates of zirconia implants up to and after 7 years of loading. *Clinical implant dentistry and related research*, **18**(3), pp. 545-558.

RÖHLING, S. and GAHLERT, M., 2015. Keramische Zahnimplantate. *Zahnmedizin up2date*, **9**(05), pp. 425-444.

RUIZ, L. and READEY, M.J., 1996. Effect of Heat Treatment on Grain Size, Phase Assemblage, and Mechanical Properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*, **79**(9), pp. 2331-2340.

SANON, C., CHEVALIER, J., DOUILLARD, T., KOHAL, R.J., COELHO, P.G., HJERPPE, J. and SILVA, N.R.F.A., 2013. *Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface*.

SCHLEGEL, K., SCHULTZE-MOSGAU, S. and WILTFANG, J., 2002. Implantologie in der mundkiefer-gesichtschirurgie. *HNO*, **50**(8), pp. 699-718.

SENNERBY, L., DASMAH, A., LARSSON, B. and IVERHED, M., 2005. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clinical implant dentistry and related research*, **7**, pp. s13-s20.

STADLINGER, B., BELIBASAKIS, G. and BIERBAUM, S., 2014. Implantatoberflächen und ihr Einfluss auf das periimplantäre Hartgewebe. *Der MKG-Chirurg*, **7**(4), pp. 281-299.

STRUB, J.R., PONTIUS, O. and KOUTAYAS, S., 2001. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*, **28**(2), pp. 120-124.

STRUB, J.R., 2011. Curriculum Prothetik Bd. 3, Bd. 3, Kapitel 42, Abbildung 1. Berlin: Quintessenz Verlag, pp. 979-979.

STRUB, J.R., 2011. Curriculum Prothetik Bd. 3, Bd. 3, Kapitel 43.2.2. Berlin: Quintessenz Verlag, pp. 1001-1001.

TÄNZLER, S., 1998. *Die Entwicklung der zahnärztlichen Implantologie von 1930 bis 1994*, .

TARTSCH, J., 2016. Keramikimplantate–eine sichere und moderne Erweiterung des implantologischen Behandlungsspektrums? *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, **125**(12), pp. 604-610.

TSUBAKINO, H., NOZATO, R. and HAMAMOTO, M., 1991. Effect of Alumina Addition on the Tetragonal-to-Monoclinic Phase Transformation in Zirconia–3 mol% Ytria. *Journal of the American Ceramic Society*, **74**(2), pp. 440-443.

WACHTEL, H., SCHENK, G., BÖHM, S., WENG, D., ZUHR, O. and HÜRZELER, M.B., 2003. Microsurgical access flap and enamel matrix derivative for the treatment of periodontal intrabony defects: a controlled clinical study. *Journal of clinical periodontology*, **30**(6), pp. 496-504.

WACHTEL, H., SCHENK, G., BÖHM, S., WENG, D., ZUHR, O. and HÜRZELER, M.B., 2003. Microsurgical access flap and enamel matrix derivative for the treatment of periodontal intrabony defects: a controlled clinical study. *Journal of clinical periodontology*, **30**(6), pp. 496-504.

WEBER, T., 2010. Memorix Zahnmedizin. Stuttgart: Thieme, pp. 307-307.

YILMAZ, H., AYDIN, C. and GUL, B.E., 2007. *Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics*.