

Aus der Abteilung für zahnärztliche Prothetik, Altersmedizin und
Funktionslehre der Medizinischen Fakultät Charité –
Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleichende klinische Nachuntersuchungen von zahn- und
implantatgetragenen Brücken aus einer verblendeten edelmetallfreien
Legierung (EMF) und Zirkoniumdioxid

Comparative clinical studies of tooth-borne and implant-borne bridges of
veneered base metal and zirconium dioxide

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Verena Huber

aus Rotthalmünster

Datum der Promotion: 18.09.2020

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis	IX
Zusammenfassung	X
Abstract	XII
1 Einleitung	1
2 Stand der Forschung	2
2.1 Gegenüberstellung von Metallkeramik und Vollkeramik	2
2.1.1 Korrosion und Biokompatibilität.....	2
2.1.2 Ästhetik	3
2.2 Zirkoniumdioxid.....	3
2.2.1 Prettau® Zirkon – Firma Zirkozahn GmbH.....	5
2.2.2 Vorteile von monolithischem Zirkoniumdioxid	6
2.2.3 Abrasionseffekt von Zirkoniumdioxid vs. Feldspatkeramik.....	7
2.3 Herstellung vollanatomischer monolithischer Zirkoniumdioxid- Versorgungen	8
2.3.1 Technologische Grundlagen des CAD/CAM-Systems	9
2.3.2 CAD/CAM-System der Firma Zirkozahn	10
2.4 Einflussfaktoren für den Langzeiterfolg prothetischer Versorgung.....	12
2.4.1 Plaqueakkumulation	12
2.4.2 Randschluss.....	13
2.5 Dentale Implantate.....	14
2.5.1 Titanimplantatsysteme	15
2.5.1.1 ICX-templant - medentis medical GmbH	15
2.5.1.2 ICX-templant plus – medentis medical GmbH	16
2.5.2 Biologische Breite und Komfortzone	17
2.5.3 Definition und Bewertung des Implantaterfolgs	18
2.5.4 Knochenverlust	19
2.5.4.1 Physiologische Knochenresorption	19
2.5.4.2 Periimplantitis	20
3 Material und Methode	22
3.1 Studienaufbau.....	22

3.2	Vorbehandlung und prothetische Versorgung durch Gemeinschaftspraxis Dr. Dr. A. Pohl & Dr. C. Pohl.....	22
3.2.1	Parodontale Vorbehandlung	22
3.2.2	Implantation.....	24
3.2.3	Präparation.....	25
3.2.4	Herstellung der Brückenkonstruktion und Eingliederung.....	25
3.3	Klinische Nachuntersuchung	27
3.3.1	Patientenauswahl und Aktenanalyse	27
3.3.2	Vorgehensweise und Ausgangssituation	28
3.3.3	Befunderhebung dentaler und parodontaler Parameter	31
3.3.3.1	Plaque-Index nach Silness und Löe	31
3.3.3.2	Gingiva-Index nach Löe und Silness	32
3.3.3.3	Randschluss.....	32
3.3.3.4	Randverfärbung/Sekundärkaries.....	33
3.3.3.5	Chipping	33
3.3.3.6	Taschentiefe.....	34
3.3.3.7	Bleeding on Probing (BoP)	34
3.3.4	Tribologische Effekte von Prettau® Zirkon auf die Antagonisten	34
3.3.5	Röntgenologische Auswertung des Knochenniveaus an Implantaten	36
3.4	Vorgehen in der statistischen Auswertung.....	41
4	Ergebnisse.....	43
4.1	Dentale und parodontale Parameter	43
4.1.1	Plaque-Index nach Silness und Löe.....	43
4.1.2	Gingiva-Index nach Löe und Silness.....	44
4.1.3	Randschluss.....	45
4.1.4	Randverfärbung/Sekundärkaries.....	47
4.1.5	Chipping.....	47
4.1.6	Taschentiefe.....	48
4.1.7	Bleeding on Probing (BoP).....	50
4.2	Abrasionseffekte von Prettau® Zirkon auf die Antagonisten.....	50
4.3	Röntgenologische Auswertung des Knochenniveaus an ICX-templant- und ICX-templant plus Implantaten.....	54
5	Diskussion	62
5.1	Diskussion Material und Methode	62
5.1.1	Dentale und parodontale Nachuntersuchung.....	62
5.1.2	Abrasions- und Verschleißverhalten	65

5.1.3	Röntgenologische Auswertung der Implantate.....	68
5.2	Diskussion Ergebnisse.....	70
5.2.1	Dentale und parodontale Nachuntersuchung.....	70
5.2.2	Abrasionsverhalten	74
5.2.3	Röntgenologische Auswertung der Implantate.....	77
5.3	Schlussfolgerung	81
6	Literaturverzeichnis	82
7	Anhang.....	90
	Eidesstattliche Versicherung	98
	Lebenslauf.....	99
	Danksagung	100
	Bescheinigung Statistik.....	101

Abkürzungsverzeichnis

BoP	Bleeding on Probing
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CNC	Computer Numeric Control
CoCr	Kobalt-Chrom
EMF	Edelmetallfrei
FZ	Frontzahn
HIP	Heißisostatisches Pressen
k	kubisch
m	monoklin
Max.	Maximum
Min.	Minimum
MW	Mittelwert
N	Anzahl
PNR	Patientennummer
SD	Standardabweichung
SZ	Seitenzahn
t	tetragonal
TT	Taschentiefe
Y-TZP	Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals
Y-TZP-A	Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals doped with Aluminiumoxid
Y ₂ O ₃	Yttriumoxid
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Vergleichende Darstellung parodontaler und periimplantärer vertikaler Weichgeweb dimensions um einen natürlichen Zahn und ein zweiteiliges Implantat (Bild, Beschriftung und Legende: [29])	17
Abbildung 2:	Darstellung der Anzahl der Brücken nach untersuchtem Material.....	28
Abbildung 3:	Darstellung der Verteilung von SZ- und FZ-Brücken nach untersuchtem Material.....	29
Abbildung 4:	Darstellung der Verteilung im Kiefer nach untersuchtem Material.....	29
Abbildung 5:	Verteilung der Freidendbrücken auf nachuntersuchte Materialien	30
Abbildung 6:	Darstellung der Verteilung der Brückenverankerung auf die nachuntersuchten Materialien	30
Abbildung 7:	Verteilung der Verankerungsart auf Brückenglieder je untersuchtem Material.....	31
Abbildung 8:	Schnittansicht eines „gematchten“ Zahnes mit ermittelter Abrasion am mesio palatinalen Kontaktpunkt (Screenshot von der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“).....	35
Abbildung 9:	Aufsicht auf den „gematchten“ Zahn 16 mit eingezeichneter Abrasion am mesio palatinalen Kontaktpunkt (Screenshot der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“).....	36
Abbildung 10:	Darstellung der gewählten Referenzlinien (orange eingezeichnet) für die in a) und b) beschriebenen Implantatsysteme (eigene Darstellung verändert nach [55])	37
Abbildung 11:	Darstellung der eingezeichneten Referenzlinie (orange) entsprechend der Implantatbreite und des Knochenniveaus (blau). Mit Hilfe der Kalibrierungsfunktion kann die gemessene Implantatbreite auf die tatsächliche Breite umgerechnet werden. (Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG).....	38
Abbildung 12:	Darstellung der Referenzlinie in der tatsächlichen Breite, sowie der Messung des mesialen und distalen Knochenniveaus (rot) nach Kalibrierung. (Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG).....	39
Abbildung 13:	Verteilung der nachuntersuchten ICX Implantate im Kiefer	40
Abbildung 14:	Verteilung der ICX Implantate auf die beiden nachuntersuchten Materialien.....	40
Abbildung 15:	Boxplot zur Tragedauer der Suprakonstruktionen der beiden nachuntersuchten Materialien	43
Abbildung 16:	Verteilung des Plaque-Index auf die Brückenpfeiler insgesamt	44
Abbildung 17:	Häufigkeitsverteilung des Plaque-Index der Brückenpfeiler auf die beiden nachuntersuchten Materialien.....	44
Abbildung 18:	Verteilung des Gingiva-Index auf die Brückenpfeiler insgesamt	45

Abbildung 19:	Häufigkeitsverteilung des Gingiva-Index an den Brückenpfeilern auf die beiden nachuntersuchten Materialien.....	45
Abbildung 20:	Randschlussverteilung auf die natürlichen Brückenpfeiler insgesamt.....	46
Abbildung 21:	Verteilung des Randschlusses an natürlichen Brückenpfeilerzähnen in Bezug auf die beiden nachuntersuchten Materialien.....	46
Abbildung 22:	Verteilung der Randverfärbung an natürlichen Pfeilerzähnen auf die beiden nachuntersuchten Materialien.....	47
Abbildung 23:	Verteilung der Chippingrate an verblendeten EMF-Versorgungen.....	48
Abbildung 24:	Boxplot zur vergleichenden Darstellung der mittleren Taschentiefen (TT) an EMF verblendeten und Prettau® Zirkon-Brücken.....	49
Abbildung 25:	Darstellung der TT an den nachuntersuchten drei- bis fünfgliedrigen Brücken.....	49
Abbildung 26:	Boxplotdarstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz und verblendetem EMF.....	51
Abbildung 27:	Boxplot zur Darstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon an 1. Molaren und 2. Prämolaren.....	52
Abbildung 28:	Gegenüberstellung des mittleren Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon an natürlichen sowie EMF verblendeten 1. Molaren und 2. Prämolaren.....	52
Abbildung 29:	Gegenüberstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon an OK und UK Prämolaren und Molaren.....	53
Abbildung 30:	Schnittansicht eines „gematchten“ Zahnes ohne Überlagerungsschwierigkeiten (Screenshot von der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“).....	53
Abbildung 31:	Schnittansicht eines „gematchten“ Zahnes mit erheblichen Überlagerungsproblemen (Screenshot von der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“).....	54
Abbildung 32:	Knochenniveauperänderung der ICX-templant und ICX-templant plus Implantate vom Insertionszeitpunkt bis zum Nachuntersuchungstermin.....	54
Abbildung 33:	Gegenüberstellung der mesialen, distalen sowie insgesamt mittleren Knochenniveauänderung an ICX-templant und ICX-templant plus Implantaten.....	55
Abbildung 34:	Boxplot zur Darstellung der mittleren Knochenniveauänderung an den beiden nachuntersuchten Implantatsystemen im Hinblick auf das Restaurationsmaterial.....	57
Abbildung 35:	Gegenüberstellung des mittleren Knochenabbaus an ICX-templant und ICX-templant plus Implantaten in Ober- und Unterkiefer.....	58
Abbildung 36:	Boxplotdarstellung des mittleren Knochenverlustes an ICX-templant Implantaten unterschiedlicher Breite.....	59

Abbildung 37: Gegenüberstellung des mittleren vertikalen Knochenverlusts an den beiden nachuntersuchten Implantatsystemen in Bezug auf die Implantatlänge.....	60
Abbildung 38: Vergleichende Darstellung gut ersichtlicher und unklar definierter Referenzlinien beim ICX templant (Ausschnitte aus Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG)	61
Abbildung 39: Vergleichende Darstellung gut ersichtlicher und unklar definierter Referenzlinien beim ICX templant plus (Ausschnitte aus Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG).....	61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Mechanische Eigenschaften von Y-TZP [73]	4
Tabelle 2:	Verfügbare Implantatbreiten und –längen des ICX-templant Systems	16
Tabelle 3:	Verfügbare Implantatbreiten und –längen des ICX-templant plus Systems	16
Tabelle 4:	Gradeinteilung des Plaque-Index nach SILNESS UND LÖE [82]	31
Tabelle 5:	Gradeinteilung des Gingiva-Index nach LÖE UND SILNESS [82]	32
Tabelle 6:	Bewertungskriterien für die Randschlussqualität [98]	32
Tabelle 7:	Bewertungskriterien für die Randverfärbung [98]	33
Tabelle 8:	Modifizierte Chipping-Klassifikation nach POSPIECH (2010) [71]	33
Tabelle 9:	Aufteilung der Implantate auf die verschiedenen Implantatsysteme	39
Tabelle 10:	Mittlere Taschentiefen an den nachuntersuchten drei- bis fünfgliedrigen Prettau® Zirkon- und verblendeten EMF-Brücken	50
Tabelle 11:	Gegenüberstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon am natürlichen Zahn und verblendeten EMF	51
Tabelle 12:	Gegenüberstellende Darstellung der Knochenniveauveränderung an ICX-templant und ICX-templant plus Implantate	56
Tabelle 13:	Zusammenhängende Darstellung des mittleren Knochenabbaus an beiden Implantatsystemen mit dem Restaurationsmaterial	56
Tabelle 14:	Verteilung und mittlerer Knochenverlust der beiden nachuntersuchten Implantatsysteme auf die Kiefer	57
Tabelle 15:	Knochenniveauänderung der ICX-templant Implantate unterschiedlicher Breite	58

Zusammenfassung

Einleitung:

In der vorliegenden Arbeit wurden drei- bis fünfgliedrige Brücken aus einer verblendeten edelmetallfreien Legierung (remanium[®] segura) und monolithischem Prettau[®] Zirkon hinsichtlich dentaler und parodontaler Parameter gegenübergestellt. Zusätzlich wurde der tribologische Effekt des monolithischen Werkstoffes an natürlicher Zahnhartsubstanz überprüft. Ferner wurde ein Augenmerk auf die periimplantären Knochenverhältnisse gelegt.

Material und Methode:

Hierzu wurden in einer privatärztlichen Praxis 41 verblendete EMF- und 74 Prettau[®] Zirkon-Brücken sowie 88 ICX-Implantate, die im Zeitraum von 2009 bis 2013 inseriert wurden, an 82 Patienten klinisch nachuntersucht. Es wurde der Plaque- und Gingiva-Index nach Silness und Loe, der Randschluss, die Randverfärbung, das Chipping sowie die Taschentiefe und Sondierungsblutung an den Brücken beurteilt. Zur Ermittlung des Abrasionsverhaltens von Prettau[®] Zirkon gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz wurden die aktuellen Gegenkiefermodelle mit denen zum Eingliederungszeitpunkt überlagert. An 1. Molaren bzw. 2. Prämolaren konnte dann die Abrasion punktuell bestimmt werden. Ebenso wurde das periimplantäre Knochenniveau direkt post-OP und zum Nachuntersuchungszeitpunkt anhand von Orthopantomogrammen ausgemessen, um mögliche Knochenniveauveränderungen zu ermitteln.

Ergebnisse:

Die Untersuchung der dentalen und parodontalen Parameter ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Materialien. Der Verlust von natürlicher Zahnhartsubstanz betrug durchschnittlich 71,64 µm, an EMF-Kronen 66,17 µm. Dabei war die Abrasion an 1. Molaren (85,71 µm) signifikant höher als an 2. Prämolaren (42,44 µm). Die Beurteilung des periimplantären Knochenniveaus ergab einen signifikant höheren Knochenabbau an ICX-templant plus (-1,07 mm) im Vergleich zu ICX-templant (-0,34 mm). An 17,4 % der ICX-Implantate wurde eine Knochenapposition beobachtet. Zusätzlich konnte an Oberkieferimplantaten (-0,63 mm) ein signifikant größerer Knochenabbau ermittelt werden als an Unterkieferimplantaten (-0,33 mm).

Schlussfolgerung:

Auf Grundlage der gewonnenen Daten besitzen monolithische ZrO₂-Versorgungen das Potenzial zum neuen Standardversorgungswerkstoff in der Zahnmedizin. Ebenso liefert die Untersuchung des periimplantären Knochenniveaus, die an 28,4 % aller nachuntersuchten Implantate gleichbleibende bzw. verbesserte Knochenverhältnisse zeigte, sehr vielversprechende Ergebnisse.

Abstract

Introduction:

In the present study, three-unit to five-unit bridges of veneered base metal (remanium[®] segura) and monolithic Prettau[®] Zirkon were contrasted regarding dental and parodontal parameters. Furthermore, the wear of the monolithic material compared to natural human enamel was tested. Also special attention was paid to periimplant bone-level.

Material and methods:

For this purpose, 41 veneered base metal bridges and 74 Prettau[®] Zirkon bridges as well as 88 ICX templants were examined in 82 test subjects in a private dental practice. The examined restorations were all inserted between the years 2009 and 2013. The plaque- and gingiva-Index of Silness and Løe, marginal fit, marginal discoloration, chipping as well as the probing depth and Bleeding on Probing on the bridges were evaluated. To investigate the abrasion of Prettau[®] Zirkon compared to natural human enamel, the current opposing jaw-casts were matched with the scans at the time of incorporation. The level of abrasion was determined using the matched 1st molars and 2nd premolars. The periimplant bone-level was measured with orthopantomograms directly post-op and at the follow-up date, to determine possible bone-level changes afterwards.

Results:

The study of the dental and parodontal parameters did not reveal any significant differences between both materials. The abrasion of Prettau[®] Zirkon compared to natural human enamel averaged 71.64 μm , to veneered base metal crowns 66,17 μm . The abrasion on the 1st molars was with 85.71 μm significantly higher than on the 2nd premolars with 42.44 μm . The periimplant bone-level evaluation resulted in a significantly higher bone loss on ICX templant plus (-1.07 mm) in comparison to ICX templant (-0.34 mm) implants. 17.4 % of the ICX implants showed a bone apposition. Additionally, the determined bone loss on the upper teeth was -0.63 mm and thus was significantly higher than the bone loss on the lower teeth (-0.33 mm).

Conclusion:

Based on the acquired data, monolithic zirconia restorations have the potential to become the new standard material for dentistry. Furthermore, the study provided

promising results with regard to the periimplant bone level, in which 28.4 % of all examined implants demonstrated consistent or improved bone conditions.

1 Einleitung

Noch vor wenigen Jahren stellten Metallkeramikkronen und –brücken aufgrund ihrer hervorragenden mechanischen Eigenschaften den Goldstandard in der prothetischen Versorgung dar. Metallunverträglichkeiten sowie der Wunsch und das steigende Bewusstsein der Patienten nach biokompatibleren und ästhetisch dem natürlichen Zahn hinsichtlich Lichttransmission und Farbe entsprechenden Zahnersatz führten zur Entwicklung und Etablierung sogenannter Vollkeramikkronen.

Dabei gewinnt der Werkstoff Zirkoniumdioxid aufgrund seiner herausragenden mechanischen, physikalischen und chemischen Qualität zunehmend an Bedeutung und könnte schon bald als neuer Goldstandard in der Zahnmedizin gelten. Durch die Herstellung von Zirkoniumdioxidrestorationen aus industriell vorgefertigten Rohlingen mittels computergesteuertem CAD/CAM-Prozess verfügen diese stets über ein homogenes Gefüge mit immer gleichbleibender Qualität [72, 73]. Verarbeitungsfehler, wie beispielsweise Lunkerbildungen bei Metallgerüsten, können somit vermieden werden. Beiden Materialien gleich ist jedoch die Chippingproblematik der Verblendkeramik, wodurch die Ästhetik, Langlebigkeit und Funktionalität der Versorgung negativ beeinflusst wird. Deshalb werden nun vermehrt Kronen- und Brückenversorgungen aus monolithischem Zirkoniumdioxid, das heißt komplett unverblendete, allein aus ZrO_2 gefertigte Restaurationen, hergestellt. Diese weisen im Vergleich zu verblendeten Vollkeramikversorgungen eine verstärkte Opazität wie auch Härte auf. Dabei wird aber mit diesem Material das Problem der Verblendkeramikabplatzung gelöst. Doch derzeit existieren kaum In-vivo-Langzeituntersuchungen zu diesem „neuen“ monolithischen Werkstoff.

Deshalb ist es das Ziel der vorliegenden Arbeit, 3- bis 5-gliedrige Brücken aus einer verblendeten edelmetallfreien Legierung und monolithischem CAD/CAM-gefrästem Zirkoniumdioxid hinsichtlich dentaler und parodontaler Parameter, wie dem Plaque- und Gingivaindex, die Randschlussverhältnisse sowie Taschentiefe und Sondierungsblutung miteinander zu vergleichen und gegenüberzustellen. Aufgrund der hohen Härte von monolithischem Zirkoniumdioxid werden in der Literatur negative Einflüsse diskutiert. Deshalb werden in der vorliegenden Arbeit mögliche Effekte auf die Antagonisten und die periimplantären Verhältnisse untersucht.

2 Stand der Forschung

2.1 Gegenüberstellung von Metallkeramik und Vollkeramik

2.1.1 Korrosion und Biokompatibilität

Um in der Zahnmedizin als Werkstoff dauerhaft bestehen zu können, ist die gute Verträglichkeit im feuchten Mundmilieu eine unabdingbare Voraussetzung. Vor allem das Allergisierungspotenzial von metallischen Werkstoffen stellt höchste Anforderungen an das Restaurationsmaterial. Bereits die Abgabe geringster Mengen toxikologischer Substanz kann beim Patienten Unverträglichkeiten und Symptome hervorrufen.

Befindet sich ein Metall in wässrigem Milieu, wie beispielsweise dem Speichel, kann dies zu einem Korrosionsprozess führen. Dabei lösen sich positive Metallionen aus dem Atomgitter und können Wechselwirkungen, Unverträglichkeiten, Allergien sowie toxische Reaktionen hervorrufen [103-105]. Da die Korrosionserscheinung meist lokal auftritt, wird sie auch als Lochfraß- oder Spaltkorrosion bezeichnet [103, 105]. Auch die am Kronenrand auf Grund mangelnder Verarbeitung noch häufig verbleibende Oxidschicht kann zu „lokaltoxischen Reaktionen“ führen [73]. Die Patienten klagen hierbei vermehrt über Geschmacksirritationen, Zungenbrennen und metallischem Geschmack. Ebenso zeigen sich als Reaktion Gingivahyperplasien, Weichgewebsverfärbungen und Erosionen [103]. Laut WIRZ können die freigesetzten Metallionen lokale parodontale Erkrankungen verursachen sowie zu einer Zerstörung des periimplantären Knochenlagers führen [103, 104]. In In-vitro-Studien wurde beispielsweise die fehlende Korrosionswiderstandsfähigkeit von goldreduzierten Legierungen, Palladiumbasis- und Nickelbasislegierungen nachgewiesen [37]. Deshalb fordert WIRZ die Verwendung von korrosionsbeständigeren und biokompatibleren metallischen Werkstoffen, wie hochgoldhaltige Legierungen, Kobaltbasislegierungen und Titan, oder auch von Zirkon [103, 104].

Demgegenüber handelt es sich bei Keramiken um einen chemisch inerten Werkstoff [38]. Die enthaltenen Metalloxide liegen hier bereits in der höchsten Oxidationsstufe vor und sind deshalb reaktionsträge und verfügen über eine sehr hohe Biokompatibilität [42]. Durch die starken kovalenten Bindungen werden die Metallionen an ihren Gitterplätzen gehalten und sind im feuchten Mundmilieu säureresistent und fast unlöslich [38]. Bei genauerer Betrachtung von Zirkoniumdioxid lässt sich erkennen, dass dieses in seiner Ausgangsform Spuren von radioaktivem Uran, Thorium und

Hafnium enthält. In einem aufwändigen Reinigungsprozess wird es dann von diesen störenden Verunreinigungen befreit, wodurch ein hochreines Zirkoniumdioxid entsteht [46]. Das für zahnmedizinische Versorgungen verwendete Zirkoniumdioxid weist letztlich noch Organdosen von 3 - 4 mSv/Jahr mm^2 auf. Dies liegt exakt im Bereich der Strahlungsaktivität von Keramiken, welche zur Verblendung von Metallkeramikversorgungen herangezogen werden [46].

2.1.2 Ästhetik

Für den Patienten ist aber nicht nur die gute Verträglichkeit des Werkstoffes entscheidend, sondern es ist auch das natürliche Aussehen der Restauration von immer größerer Bedeutung. Die prothetische Versorgung sollte dem Erscheinungsbild des natürlichen Zahnes möglichst gleichen. Dabei spielt die Transluzenz, die Lichtdurchlässigkeit eines Werkstoffes, eine entscheidende Rolle. Beim Vergleich von metallkeramischen mit vollkeramischen Restaurationen hinsichtlich Transluzenz und Ästhetik liegt der Vorteil deutlich bei der Vollkeramik. Der Metallkern lässt eine optische Lichtbrechung ähnlich wie bei natürlichen Zähnen nicht zu [42]. Ebenso macht der grau erscheinende Restaurationsrand aus ästhetischen Gesichtspunkten eine subgingivale Präparation notwendig, was sich nachteilig auf das Parodont auswirken kann und auch die Gingiva gräulich erscheinen lässt. Im Gegensatz dazu ermöglichen Vollkeramikversorgungen durch die speziellen Schichttechniken und den transluzenteren Kern eine annähernd perfekte Zahnimitation. Da Zirkoniumdioxid als Gerüst- wie auch monolithischer Werkstoff für Vollkeramikkrone vor allem wegen seiner guten mechanischen, aber auch ästhetischen Eigenschaften immer mehr an Bedeutung gewinnt, soll dieser nachfolgend genauer betrachtet werden.

2.2 Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid gehört zur Gruppe der Oxidkeramiken, das durch das polykristalline, glasphasearme Gefüge hervorragende mechanische Eigenschaften aufweist [73]. Es wird in einem aufwändigen Prozess synthetisch aus Zirkonsand gewonnen [41]. Das natürlich vorkommende Zirkon bzw. Baddeleyit ist aufgrund metallischer Verunreinigungen und möglicher radioaktiver Belastung für den zahnmedizinischen Gebrauch allerdings nicht geeignet [90].

Dabei kann reines Zirkoniumdioxid, in Abhängigkeit von der Temperatur, in drei unterschiedlichen Kristallphasen vorliegen. Diese werden als monokliner, tetragonaler

oder kubischer Zustand bezeichnet. Bei Temperaturen zwischen 2630 °C und 2370 °C besitzt ZrO_2 eine kubische Kristallgitterstruktur (k). Diese geht bei weiterer Abkühlung in die tetragonale Phase (t) über, welche sich dann bei Temperaturen um 1170 °C in die monokline Struktur (m) umwandelt. Die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Gitterstruktur, die sogenannte t/m-Phasenumwandlung, führt zu einem Volumenzuwachs von 3 – 5 %. Diese Volumenzunahme während des Abkühlprozesses sorgt innerhalb des reinen ZrO_2 -Gefüges für hohe Spannungen, die spontane Rissbildungen hervorrufen können. Um dies zu verhindern, kann durch die Beimengung von bestimmten stabilisierenden Oxiden, wie Magnesiumoxid (MgO), Kalziumoxid (CaO) oder Yttriumoxid (Y_2O_3), die Volumenzunahme bei der t/m-Umwandlung zurückgehalten werden [41, 73, 90]. Das derzeit in der Zahnmedizin am häufigsten zugefügte Stabilisierungsoxid ist Yttriumoxid (Y_2O_3). Durch die Zugabe von ca. 3 mol% Y_2O_3 resultiert eine Zirkoniumdioxidkeramik, die annähernd vollständig in der tetragonalen Kristallphase vorliegt. Diese teilstabilisierte, polykristalline Keramik wird auch als „Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals“, kurz Y-TZP, bezeichnet, welche sich durch extrem hohe Biegefestigkeits- und Bruchzähigkeitswerte auszeichnet [41, 72, 73]. Diese hohen Festigkeitswerte werden durch einen spezifischen Verstärkungsmechanismus, die sogenannte Transformationsverfestigung, hervorgerufen. Kommt es zu einer äußeren Energieeinwirkung, wie beispielsweise Biege- bzw. Zugspannungen oder einer Rissöffnung, kann die metastabile, tetragonale Kristallgitterstruktur in die monokline Modifikation übergehen. Die dadurch resultierende Volumenausdehnung von 3 - 5 % führt zu einer Druckspannung, die der Rissausbreitung entgegenwirkt und diese erschwert (Risszähigkeit) [41, 72, 73, 90]. Mit einer zusätzlichen Dotierung von geringen Mengen Aluminiumoxid kann die Korrosionsbeständigkeit und Biegefestigkeit der Hochleistungskeramik nochmals verbessert werden, welches dann auch als Y-TZP-A bezeichnet wird [72, 73]. Zirkoniumdioxid zählt unter den Dentalkeramiken zu dem Werkstoff mit den besten mechanischen Eigenschaften. Diese werden in nachfolgender Tabelle 1 dargestellt:

Tabelle 1: Mechanische Eigenschaften von Y-TZP [73]

Zirkoniumdioxid	
Härte [HV]	1200
Biegefestigkeit [MPa]	900
Elastizitätsmodul [GPa]	210
Bruchzähigkeit [MPa√m]	9

Aufgrund der hohen Härte und Festigkeitswerte dieser Keramik erfolgt die Herstellung mittels CAD/CAM-Technologie aus industriell vorgefertigten Keramikrohlingen [41, 73]. Das genaue Herstellungsverfahren wird in Kapitel 2.3.1 ausführlich erläutert.

Dabei können grundsätzlich drei Verarbeitungsverfahren unterschieden werden: Die Grünkörperbearbeitung, die Weißkörperbearbeitung sowie die Hartbearbeitung. Eine Bearbeitung im Grünkörperzustand erfolgt unmittelbar nach der Primärverdichtung des Ausgangspulvers. Da der Grünkörper aber eine sehr geringe Eigenfestigkeit aufweist und somit eine erhöhte Frakturgefahr während des Fräsprozesses vorliegt, wird die Bearbeitung von vorgesinterten Weißkörperrohlingen bevorzugt. Die vorgesinterten Zirkoniumdioxidrohlinge, die mit einem Verdichtungsgrad von 55 - 70 % eine wesentlich bessere Eigenstabilität aufweisen, können werkzeugschonend und mit einem geringen Zeitaufwand gefräst werden. Um seine Enddichte und Festigkeit zu erreichen, muss der Weißkörper nach dem Schleifvorgang nochmals einem Sinterbrand bei ca. 1500 °C unterzogen werden, wodurch das Werkstück eine lineare Schrumpfung von ca. 25 % erfährt. Damit diese Verkleinerung ausgeglichen werden kann, muss das Werkstück exakt um den Schrumpfungsfaktor vergrößert dargestellt werden [9, 51, 90].

Bei der Hartbearbeitung handelt es sich um ein dichtgesintertes Zirkoniumdioxid, das in einem anschließenden heißisostatischen Pressvorgang (HIP: Hot Isostatic Press) bei ca. 1000 bar nochmals nachverdichtet werden kann. Durch diesen Vorgang soll das mechanische Langzeitverhalten des Zirkoniumdioxids verbessert werden, führt aber zusätzlich zu einem erhöhten Zeitaufwand und Verschleiß der Bearbeitungsinstrumente [41, 73, 90].

2.2.1 Prettau[®] Zirkon – Firma Zirkonzahn GmbH

Bei dem in dieser Studie verwendeten Prettau[®] Zirkon der Firma Zirkonzahn GmbH (Gais, Südtirol) handelt es sich um ein mit 4 - 6 % Yttriumoxid teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-TZP), dem zusätzlich < 1 % Aluminiumoxid, sowie in sehr geringen Dosen ($\leq 0,04$ %) Siliziumdioxid, Eisenoxid und Natriumoxid beigemischt wurde [112]. Diese Hochleistungskeramik verfügt laut Herstellerangaben über eine extrem hohe Biegefestigkeit von 1200 MPa (vgl. Tabelle 1) sowie eine hohe Temperatur- und Korrosionsbeständigkeit, weshalb es sich auch hervorragend für die Herstellung vollanatomischer, monolithischer Kronen und Brücken eignen soll. Durch den Verzicht auf die Verblendkeramiksichtung können gemäß ZIRKONZAHN bis zu 200 % höhere

Festigkeitswerte erzielt und die Chipping-Problematik unterbunden werden. Ebenso garantiert der Hersteller wegen der glatten und homogenen Oberfläche kaum Abrasion gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz, was in den nachfolgenden Kapiteln noch genauer erläutert wird. Zusätzlich zeichnet sich der Werkstoff aufgrund der optimierten Mikrostruktur der Hartkernkeramik durch eine hohe Transluzenz aus [36]. Aus Prettau® Zirkon, das im Weißkörperzustand mittels CAD/CAM-Technologie bearbeitet wird, können bis zu 14-gliedrige Vollzirkonbrücken hergestellt werden. Zur Optimierung der Ästhetik werden die gefrästen Restaurationen mit speziellen Malfarben, dem sogenannten Colour Liquid Prettau® -Aquarell, bemalt und anschließend bei 1600 °C in speziellen Brennöfen gebrannt [36, 113].

2.2.2 Vorteile von monolithischem Zirkoniumdioxid

Neben den allgemeinen Vorzügen der Keramik, wie beispielsweise der hohen Biokompatibilität und guten Ästhetik, zeichnet sich monolithisches Zirkoniumdioxid vor allem durch die fehlende Gefahr des Chippings aus [36].

Unter Chipping versteht man die „Abplatzung“, „Abschilferung“ oder „Abschuppung“ der Verblendkeramik. Dabei muss zwischen Kohäsionsfrakturen und Adhäsionsfrakturen unterschieden werden. Kohäsionsfrakturen werden als Abschilferung der Verblendkeramik definiert und stellen die häufigste Chippingform dar. Demgegenüber handelt es sich bei der Adhäsionsfraktur um eine Abplatzung am tragenden Gerüst. Als mögliche Ursachen hierfür werden unter anderem die nachträgliche mechanische Bearbeitung der Verblendkeramik, ein ungenügend abgestimmter Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) zwischen Gerüst- und Verblendkeramik sowie strukturelle Fehler und Mängel in der Verblendung angesehen [35, 71].

Des Weiteren erlauben die hohen Festigkeitswerte sowie die fehlende Verblendung eine substanzschonendere Zahnpräparation [61-63]. Durch den computergesteuerten Herstellungsprozess aus industriell vorgefertigten Rohlingen entstehen zudem Restaurationen mit einheitlicher Schichtstärke sowie hervorragender homogener und glatter Oberflächengüte. Ebenso soll durch das glatt polierte, homogene Oberflächengefüge der monolithischen Zirkoniumdioxidversorgungen eine geringere Abrasion an natürlicher Zahnhartsubstanz stattfinden als bei verblendeten Restaurationen [36, 72]. Dieser Ansatz soll im nachfolgenden Punkt genauer diskutiert werden.

2.2.3 Abrasionseffekt von Zirkoniumdioxid vs. Feldspatkeramik

Grundsätzlich gibt es neben den kariogen bedingten Zahnhartsubstanzdefekten auch nicht kariogen bedingte Defekte, wie Abrasion, Attrition, Erosion und Demastikation. Zum besseren Verständnis für die nachfolgenden Ausführungen werden diese Definitionen vorab erklärt. Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde beschreibt diese Zahnhartsubstanzzerstörungen in ihrer wissenschaftlichen Stellungnahme wie folgt [4]:

Abrasion: Zahnhartsubstanzverlust aufgrund von Reibung

Attrition: Zahnhartsubstanzverlust aufgrund reflektorischen Berührens der Zähne (Knirschen, Pressen)

Erosion: Unscharf begrenzter Zahnhartsubstanzverlust aufgrund von Säureeinwirkung und/oder Schleifkörper in Zahnpasten

Demastikation: Zahnhartsubstanzverluste an den Kauflächen, welche durch abschleifende Nahrungsmittel während des Kauvorganges ausgelöst werden

Um als zahnmedizinischer Werkstoff dauerhaft bestehen zu können, ist ein möglichst geringer Abrasionseffekt des Restaurationswerkstoffes gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz, ebenso wie seine eigene Verschleißfestigkeit unabdingbare Voraussetzung [36, 63]. Wie eben beschrieben definiert die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Abrasion als den Verlust von Zahnhartsubstanz aufgrund von Reibung, wie beispielsweise Attrition oder Demastikation [4]. Ein zu großer Abrasionseffekt des Restaurationsmaterials kann das stomatognathe System nachhaltig schädigen. Neben dem Verlust der vertikalen Dimension und der erhöhten Sensitivität der Zähne hat es einen negativen Einfluss auf die Ästhetik und die Kaufunktion [36, 40, 63]. Dabei ist entgegen vieler Meinungen nicht die Härte der Keramik maßgebend für eine erhöhte Abrasion, sondern die Oberflächengüte und Bruchzähigkeit des Werkstoffes [36, 40, 63, 72]. In-vitro-Studien haben gezeigt, dass polierte, glatte Keramikoberflächen deutlich weniger Substanzverlust am Antagonisten verursachen als glasierte oder verblendete Restaurationen [35, 40]. Ein Grund hierfür ist die sich rasch abnutzende Keramikglasur und die dadurch freiliegende raue, unpolierte Keramikoberfläche [20]. Dieses Verhalten konnte auch für monolithisches Zirkoniumdioxid nachgewiesen werden. In einer Vielzahl von In-vitro-Untersuchungen

wurde belegt, dass poliertes monolithisches Zirkoniumdioxid signifikant weniger Schmelzabration und Eigenverschleiß aufweist als glasiertes Zirkoniumdioxid [35, 62, 63, 69, 72]. JUNG ET AL. [36] verglichen in ihrer In-vitro-Studie den Verschleißeffekt von monolithischem Prettau[®] Zirkon und Feldspatkeramik gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz. Dabei wurde ein signifikant höheres Verschleißverhalten von Feldspatkeramik im Vergleich zu monolithischem Zirkoniumdioxid am natürlichen Zahn nachgewiesen. Ebenso zeigte poliertes Prettau[®] Zirkon gegenüber glasiertem Prettau[®] Zirkon eine geringere Antagonistenabration. Dieses Ergebnis wurde auch von KIM ET AL. [40] sowie PARK ET AL. [69] bestätigt, welche ebenfalls das Abrasionsverhalten verschiedener Vollzirkonrestaurationen, wie unter anderem Prettau[®] Zirkon sowie Feldspat- und Lithium-Disilikat-Glaskeramikversorgungen, gegen natürliche Zahnhartsubstanz testeten. Auch MITOV ET AL. [62] bejahen diese Tendenz. So zeigte poliertes Zirkoniumdioxid, im Gegensatz zu glasiertem und Diamantbearbeitetem Zirkon, ebenfalls die geringste Schmelzabration auf. In einer In-vivo-Studie von MUNDHE ET AL. [63] wurden die Resultate der In-vitro-Untersuchungen nochmals bekräftigt. Diese verglichen den Verschleißeffekt von monolithischem, poliertem Zirkoniumdioxid, Metallkeramik und natürlichem Schmelz gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz. Dabei zeigte die metallkeramische Restauration, welche mit Feldspatkeramik verblendet wurde, nach einem Jahr signifikant mehr Schmelzabration als die monolithische Vollzirkonversorgung. Der geringste Antagonistenverschleiß wurde allerdings bei Schmelz gegen Schmelz nachgewiesen. Ebenso konnte an den Molaren ein deutlich höheres Verschleißverhalten festgestellt werden als an Prämolaren [63]. Diese In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen bestätigen, dass monolithische Vollzirkonrestaurationen, welche in einem computerunterstützten Prozess aus homogenen Keramikrohlingen hergestellt werden, den werkstoffkundlichen Anforderungen zunächst Rechnung tragen.

2.3 Herstellung vollanatomischer monolithischer Zirkoniumdioxid-Versorgungen

In den nachfolgenden Punkten wird der Herstellungsprozess monolithischer Restaurationen kurz dargestellt.

2.3.1 Technologische Grundlagen des CAD/CAM-Systems

Die Herstellung vollanatomischer monolithischer Zirkoniumdioxid-Restaurationen erfolgt mittels der sogenannten CAD/CAM-Technologie. Diese Verfahren, die derzeit einer ständigen Weiterentwicklung und Präzisionssteigerung unterliegen, sind seit der Einführung von Zirkoniumdioxid und weiteren Hochleistungskeramiken als Restaurationswerkstoffe nicht mehr aus der modernen Zahnmedizin wegzudenken. CAD (Computer Aided Design) beschreibt die dreidimensionale Planung und Konstruktion der prothetischen Zahnrestauration, CAM (Computer Aided Manufacturing) deren automatisierte Herstellung aus einem Rohling mittels CNC (Computer Numeric Control)-Fräsmaschinen [9]. Diese Technik ermöglicht eine gute Reproduzierbarkeit und Dokumentation sowie durch die Verwendung von industriell gefertigten Rohlingen eine nahezu gleichbleibende Qualität, Reinheit und Homogenität des Werkstoffes [38, 72, 73]. Durch dieses standardisierte Herstellungsverfahren können die mechanischen Eigenschaften der Keramik deutlich verbessert werden [51]. Die Materialhomogenität der Hochleistungskeramiken stellt somit einen wesentlichen Vorteil gegenüber Metallkeramikronen dar, da durch den industriellen Herstellungsprozess Materialinhomogenitäten, wie beispielsweise Poren- oder Lunkerbildung minimiert werden.

Die Prozessabwicklung ist grundsätzlich bei allen CAD/CAM-Systemen gleich. Zunächst werden die präparierten Zahnstümpfe entweder mechanisch mit einem Taster oder einem optischen System (Scanner oder Kamera) erfasst und digitalisiert. Die mechanisch taktile Variante, die sowohl manuell als auch maschinell am Gipsmodell mit Taster durchgeführt werden kann, findet nur noch selten Anwendung, da sie relativ zeitaufwändig und kostenintensiv ist. Ebenso ist das Ergebnis stark von Faktoren, wie beispielsweise dem Anpressdruck, der Größe des Tasters oder dem Winkel zwischen Objekt und Taster abhängig [9]. Das berührungsfrei optische Scanverfahren mittels Kamera kann hingegen direkt intraoral, also Chairside, wie auch extraoral am Gipsmodell, Labside, eingesetzt werden. Dieses Verfahren beruht auf einer Projektor- und Detektoreinheit, die in einem entsprechenden Winkel angeordnet sind. Dabei gibt der Projektor Weißlicht oder Laserstrahlen ab, die das Objekt reflektiert. Diese werden vom Detektor aufgenommen und von diesem anschließend in ein dreidimensionales Bild umgewandelt [9]. Bei der Chairside-Digitalisierung werden die Zahnstümpfe direkt am Patienten mit einer Intraoralkamera erfasst. Die gewonnenen Scandaten werden an

einen Computer übermittelt, woraus sofort ein virtuelles Modell errechnet wird. Noch in derselben Behandlungssitzung ist eine Eingliederung der Restauration möglich. Der Anwendungsbereich dieses Verfahrens beschränkt sich derzeit aber noch auf Einzelzahn- sowie kurze Brückenrestorationen und fordert eine absolute Trockenlegung [75]. Im Gegensatz dazu erfolgt bei der extraoralen Digitalisierung eine konventionelle Abformung der Zahnstümpfe mit anschließender Gipsmodellherstellung, welches als Scangrundlage dient.

Anhand der im Scanprozess gewonnenen Daten wird am Computer ein virtuelles Modell errechnet. Auf diesem kann im nachfolgenden CAD-Prozess mit der Planung und Konstruktion der gewünschten Zahnrestauration begonnen werden [9]. Die CAD-Software der meisten Systeme skizziert automatisiert einen Restaurationsvorschlag, der dann durch den Anwender zusätzlich noch optimiert, modifiziert und individualisiert werden kann. Bei monolithischen dentalen Versorgungen werden bereits Kauflächen konzipiert, die an die patientenbezogenen Okklusilverhältnisse angepasst sind.

In einem letzten Schritt wird der fertige CAD-Restaurationsdatensatz in Fräsbahnen für den CAM-Herstellungsprozess transformiert. Die dentale Versorgung wird in einer drei- bis fünfschichtigen CNC-Fräsmaschine aus einem standardisierten Rohling gefräst [9]. Bei Materialien, die einer späteren Sinterschrumpfung unterliegen, muss die entsprechende Dimensionsänderung im Fräsvorgang berücksichtigt werden [51]. Ebenso muss auf die richtige Wahl der Schleifkörper geachtet werden.

Zirkoniumdioxid kann als Beispiel in drei verschiedenen Formen existieren: Im „gehipten“-, im Grünkörper- oder im Weißkörperzustand. Das durchgesinterte, „gehipte“ (HIP: Heißisostatisches Pressen) Zirkoniumdioxid fordert aufgrund seiner Härte einen extremen Schleifkörper- und Maschinenverschleiß sowie lange Fräszeiten [51]. Deshalb werden Zirkoniumdioxid-Rohlinge im Weißkörperzustand wegen der Zeitersparnis und Maschinenschonung bevorzugt [9, 41, 51, 73, 90].

2.3.2 CAD/CAM-System der Firma Zirkozahn

Das CAD/CAM-System der Firma Zirkozahn (Gais, Südtirol) gliedert sich ebenfalls in die drei CAD-Teilschritte: „Scannen“, „computerunterstützte Planung“ und „Konstruktion“ sowie die computerunterstützte Herstellung (CAM). Dafür wurde vom Hersteller ein CAD/CAM-Softwarepaket entwickelt, das sich aus dem

„Zirkonzahn.Scan“, „Zirkonzahn.Modellier“, Zirkonzahn.Module“, „Zirkonzahn.Library“, „Zirkonzahn.Nesting“, „Zirkonzahn.Cam“, „Zirkonzahn.Fräsen“ zusammensetzt.

Die Digitalisierung erfolgt bei diesem System extraoral in einem sogenannten Labside-Verfahren. Das heißt, dass nach konventioneller Abformung von Präparation und Gegenkiefer, ein Gipsmodell im zahntechnischen Labor erstellt wird, welches mit Hilfe des Streifenlicht-Scanners S600 Arti vollautomatisch optisch digitalisiert werden kann. Dieser Scanner ist nach Herstellerangaben so konzipiert, dass nicht nur Einzelmodelle, sondern auch Modelle mitsamt Artikulator in einem Scanvorgang erfasst werden können. Dabei kann laut ZIRKONZAHN eine Präzision von $\leq 10 \mu\text{m}$ erreicht werden. Dies wird vor allem durch die 360° Drehbarkeit und 100° Neigbarkeit der Modelle im Scangerät erreicht, wodurch zusammen mit der hochpräzisen Achsensteuerung alle Objektbereiche erfasst werden können [111]. Mit Hilfe der „Zirkonzahn.Scan“-Software wird ein dreidimensionales, virtuelles Modell konstruiert [110]. Auf diesem wird durch die „Zirkonzahn.Modellier“- in Kombination mit der „Zirkonzahn.Module“- und „Zirkonzahn.Library“-Software automatisiert eine Versorgung geplant, die durch den Techniker noch optimiert und verändert werden kann. Mit dem Softwareprogramm „Module“ bietet der Hersteller Auswahlmöglichkeiten über die Versorgungsart und stellt mit der „Library“ eine natürliche Zahnbibliothek zur Verfügung. Dadurch kann die Konstruktion nochmals erleichtert und perfektioniert werden [109]. Nach fertiger Planung und richtiger Ausrichtung im Fräsblock mit Hilfe des „Nesting“-Moduls erfolgt durch die „Zirkonzahn.Cam“ eine automatisierte Berechnung der Fräsbahnen sowie die Erstellung einer CNC-Fräsddatei [108]. Diese wird dann an die Fräsmaschine weitergeleitet, sodass mit dem Schleifprozess begonnen werden kann.

Die in der vorliegenden Arbeit nachuntersuchten Brückenversorgungen wurden mit einer 5+1 Achsen-Simultan-Fräsmaschine der Firma Zirkonzahn GmbH (Gais, Südtirol) hergestellt, die neben drei translatorischen auch über zwei rotatorische Achsen verfügt. Dies ermöglicht die Fräsung von Freiform-, zylindrisch und sphärisch gewölbten Flächen und führt zu einer verbesserten Oberflächenqualität. Mit dem Fräsgerät M5 von Zirkonzahn ist die Bearbeitung von vorgesintertem Zirkoniumdioxid, vorgesintertem Aluminiumoxid, Kunststoff, Wachs, Holz, Sintermetallen und Hartmetallen möglich [114].

2.4 Einflussfaktoren für den Langzeiterfolg prothetischer Versorgungen

In den obenstehenden Punkten wurde bereits ausführlich über die Biokompatibilität, die mechanischen und physikalischen Eigenschaften sowie über den Herstellungsprozess von keramischem Zahnersatz, im Speziellen von Zirkoniumdioxid, berichtet. Mitentscheidend für den Langzeiterfolg der eben beschriebenen Vollkeramik- bzw. Metallkeramikversorgungen sind jedoch auch eine exakte Randpassung sowie eine möglichst geringe Plaqueakkumulation. Diese beiden Faktoren sind wesentliche Voraussetzungen, um die parodontale Gesundheit auf Dauer gewährleisten zu können.

2.4.1 Plaqueakkumulation

Bei der sog. „dentalen Plaque“ handelt es sich um einen der Zahnoberfläche anhaftenden, strukturierten Biofilm, welcher sich aus einer organisierten Bakterienansammlung zusammensetzt. Diese Mikroorganismen sind in eine Matrix aus Proteinen und Polysacchariden eingebaut [80].

Die Plaquebildung erfolgt in mehreren Schritten: An die gereinigte Zahnoberfläche bindet ein „erworbenes Schmelzoberhäutchen“, die sogenannte Pellikel, welche überwiegend aus Speichelproteinen besteht. Innerhalb weniger Stunden lagern sich an diese verschiedene Bakterienzellen an, vor allem grampositive Kokken und Aktinomyzeten. Durch spezifische Teilungsvorgänge und Akkumulation kommt es im Laufe der Zeit zum Plaquewachstum. Diese Teilungsvorgänge in dem organisierten Gefüge führen zu sogenannten Mikrokolonien und letztlich zur Entstehung der dentalen Plaque [25].

Prädilektionsstellen für die Ansiedlung dentaler Plaque an natürliche Zähne sind vor allem Zahngrübchen und -fissuren, die Approximalräume sowie das zervikale Drittel der Zahnkronen. An zahnärztlichen Restaurationen wirken sich hingegen die Rauigkeit der Oberfläche, der Randschluss, die Lage des Kronenrandes sowie das Design bzw. die Konturierung der Restauration auf die Plaqueaggregation aus.

In Studien konnte ein direkter Zusammenhang zwischen der Oberflächenrauigkeit und der bakteriellen Anhaftung nachgewiesen werden [85]. Deshalb sollte die Restauraionsoberfläche möglichst optimal poliert und glatt sein, um die Plaqueanlagerung zu erschweren beziehungsweise zu verhindern. Eine Studie zeigte, dass gestrahltes Metall die höchste Plaqueakkumulation aufwies, gefolgt von nicht

glanzgebrannter Keramik und poliertem Metall. Die geringste Plaqueansammlung zeigte glasierte Keramik [85]. Untersuchungen von SCARANO ET AL. [81] ergaben, dass an tetragonales Zirkoniumdioxid deutlich weniger Bakterien ansiedeln als an Titan mit gleicher Oberflächenrauigkeit.

Auch die subgingivale Lage des Kronenrandes hat einen negativen Einfluss auf die Plaqueakkumulation. Neben der erschwerten Kronenrandkontrolle ist es dem Patienten selbst kaum möglich, den Übergang zwischen Restauration und Zahn von anhaftender Plaque zu reinigen. Da sich zusätzlich die Befestigungsmaterialien im Laufe der Zeit etwas auswaschen, entstehen neue Plaqueanlagerungsstellen, was zu einer weiteren Irritation des Parodontiums führen kann. Daher sollte, wenn möglich, auf eine supra- bzw. isogingivale Präparationsgrenze geachtet werden [85]. Dafür haben sich Vollkeramikronen besonders bewährt, da sie aufgrund ihrer weißen bzw. zahnähnlichen Farbe für ein ästhetisch hochwertiges Erscheinungsbild sorgen.

Eine schlechte Randschlussqualität fördert ebenfalls durch eine zusätzlich geschaffene Nische die bakterielle Besiedlung. LANG ET AL. [44] konnten in ihrer Studie zeigen, dass die subgingivale Bakterienkolonisation an überstehenden Kronenrändern mit der einer chronischen Parodontitis übereinstimmt. Hinsichtlich des Designs sollte somit auf eine Überkonturierung der Krone verzichtet werden, da es durch eine erschwerte Hygienezugänglichkeit zu gingivalen Entzündungen kommen kann [85].

2.4.2 Randschluss

Die marginale Randpassung stellt eine wesentliche Einflussgröße für den Langzeiterfolg bzw. die –stabilität einer prothetischen Restauration dar. Ein ungenügender Randschluss sowie Über- und Unterkonturierung der zahnärztlichen Versorgung führen durch zusätzliche Plaqueanlagerungsstellen zu gingivalen bzw. parodontalen Irritationen und Sekundärkariesbildungen und sind somit eine Hauptursache für den Misserfolg einer künstlichen Krone [39, 74, 85, 97]. Bei einer Überkonturierung sorgen eventuell verbliebene Reste von Befestigungsmaterialien durch die schlechte Erreichbarkeit und zusätzliche Plaqueanlagerungsstelle sowie die erschwerte Zugänglichkeit bei der täglichen Mundhygiene für eine Reizung des marginalen Parodonts, was letztlich auch einen Knochenverlust verursachen kann [85, 86]. Wie schon aufgeführt, entspricht die Mikroflora an einer überkonturierten Krone der bei einer chronischen Parodontitis [44, 97]. Bei einem unterkonturierten Kronenrand kommt es

durch die negative Stufenbildung ebenfalls zur verstärkten Anhaftung von Bakterien, wodurch die Gefahr der Sekundärkariesentstehung und der parodontalen Reizung erhöht ist. Jedoch wirkt sich ein überextendierter Kronenrand weit negativer auf die parodontale Gesundheit aus als eine Unterkonturierung [97]. Liegt eine zu große Passungengenauigkeit zwischen Restauration und Zahnstumpf vor, wird diese Distanz zunächst durch den Befestigungszement aufgefüllt. Da dieser aber direkt dem Mundmilieu anliegt und somit mechanischen und chemischen Einflüssen ausgesetzt ist, kommt es zur zunehmenden Auswaschung des Befestigungsmaterials [74, 97]. Der entstandene Randspalt bietet eine optimale Retentionsstelle für Mikroorganismen, welche Karies und Parodontopathien hervorrufen können [85, 86]. Daher ist es von besonderer Bedeutung, auf eine möglichst exakte marginale Randpassung und Konturierung der zahnärztlichen Restauration zu achten [74]. Die Autoren sind sich jedoch einig, dass ein spaltfreier Übergang zwischen Restauration und Zahnstumpf aus materiellen und technischen Gründen nicht zu erzielen ist [31]. Auch die von REHBERG ET AL. [74] geforderten 20 µm sind unter alltäglichen Praxisbedingungen kaum zu erreichen. Die meisten Autoren sehen Randspalten von bis zu 120 µm als akzeptabel an, welche auch unter klinischen Voraussetzungen realisierbar sind [31, 52, 97]. In einigen Veröffentlichungen werden sogar Versorgungen mit Randspaltbreiten bis zu 200 µm als klinisch tolerabel beurteilt [10]. HOLMES ET AL. [31] konnte in seiner Untersuchung nachweisen, dass bezüglich des Randspaltes zwischen Dicor-Vollkeramikronen und Goldkronen kein signifikanter Unterschied vorliegt. Auch TINSCHERT ET AL. [97] zeigte, dass CAD/CAM gefertigte Aluminium- und Zirkonvollkeramikronen im Hinblick auf die marginale Randpassung deutlich innerhalb des Akzeptanzbereiches von 120 µm liegen.

Die einfachste In-vivo-Messmethode zur klinischen Beurteilung des Restaurationsrandes erfolgt mit Hilfe von Spiegel und Sonde. Dieser Ansatz wird auch in der vorliegenden Doktorarbeit angewendet.

2.5 Dentale Implantate

Die Implantologie ist heutzutage nicht mehr aus der modernen Zahnmedizin wegzudenken. Der Wunsch der Patienten nach einem funktionell und ästhetisch hochwertigen Zahnersatz führt zur ständigen Weiterentwicklung dieses zahnmedizinischen Fachgebietes. Dabei werden alloplastische zahnwurzelformähnliche

Materialien in den Kieferknochen eingebracht und dienen somit als Pfeiler für festsitzenden oder herausnehmbaren Zahnersatz von nicht angelegten sowie verlorengegangenen Zähnen [91].

Die ersten Versuche zahnärztlicher Implantate reichen bereits bis ins 5. Jahrtausend v.Chr. zurück. Als Begründer der modernen Implantologie gilt jedoch der Schwede Brånemark, der die gute Verträglichkeit von Titanimplantaten im Knochengewebe feststellte und somit den Begriff der „Osseointegration“ prägte [11, 100]. Darunter versteht man einen lichtmikroskopisch sichtbaren direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen Knochen und Implantatoberfläche [11, 91].

2.5.1 Titanimplantatsysteme


Auch wenn Keramikimplantate, welche ebenso wie Titanimplantate sehr gute osseointegrative und weichgewebsanlagernde Fähigkeiten besitzen, mittlerweile eine echte Alternative darstellen, ist Titan dennoch das bevorzugte Implantatmaterial. Aufgrund der hohen Zahl unterschiedlicher Implantatsysteme beschränkt sich die Darstellung auf die beiden Systeme ICX-templant und ICX-templant plus der Firma medentis medical GmbH (Bad Neuenahr-Ahrweiler, Deutschland), da sie bei den Patienten in dieser Studie Verwendung fanden.

2.5.1.1 ICX-templant - medentis medical GmbH

Bei den ICX-templant Implantaten handelt es sich laut Herstellerangaben um kaltverformtes Reintitan Grad 4 [53]. Durch den Prozess der Kaltverformung erreicht das Implantat dem Hersteller zufolge deutlich verbesserte mechanische Eigenschaften als ausgeglühtes Titan, was an der höheren Zugfestigkeit (mind. 800 MPa) und höheren Dehngrenze (mind. 700 MPa) deutlich wird. Im Vergleich dazu erreicht ausgeglühtes Titan lediglich 550 MPa bzw. 483 MPa [53]. Um eine optimale Einheilung zu gewährleisten, wird die Implantatoberfläche zunächst mit Edelmetall sandgestrahlt und anschließend säuregeätzt. Die dadurch gewonnene Mikrorauigkeit fördert die Anlagerung von Osteoblasten an der Implantatoberfläche und begünstigt somit die rasche Osseointegration [54, 56].

Das ICX-templant System ist, wie Tabelle 2 zeigt, in folgenden Längen und Durchmessern verfügbar:

Tabelle 2: Verfügbare Implantatbreiten und –längen des ICX-templant Systems

	<p>Implantatbreiten:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 3,75 mm • 4,10 mm • 4,80 mm 	<p>Implantatlängen:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 8,0 mm • 10,0 mm • 12,5 mm • 15,0 mm
---	--	---


(Bild: <https://pp.vk.me/c407022/v407022885/418b/Mh2brp5zT0o.jpg>; 25.10.2016)

Es handelt sich um ein zylindrisches Implantatsystem mit einem selbstschneidenden Makrogewinde, das Richtung apikal konisch verläuft und somit für eine gute Primärstabilität sorgt. Das Mikrogewinde am Implantathals sowie das Bone-Level-Implantatdesign führen zu einer optimalen Belastungsverteilung und damit zu einer Verringerung der Belastungsspitzen. Ebenso wird laut Hersteller durch die vergrößerte Oberfläche der Mikrostrukturierung die Anlagerung der Osteoblasten begünstigt, wodurch die Implantateinheilung beschleunigt wird. Die leicht abgeschrägte Implantatschulter soll eine Anlagerung des krestalen Knochens bewirken und somit für die Langzeitstabilität des umliegenden Hart- und Weichgewebes sorgen [56].

2.5.1.2 ICX-templant plus – medentis medical GmbH

Das ICX-templant plus Implantat unterscheidet sich vom ICX-templant lediglich durch die 1,7 mm hohe Tulpe (siehe Tabelle 3 und Abbildung 10) und ist nur in einem Durchmesser von 3,45 mm verfügbar. Die Tulpe soll für eine optimale Ausformung und Anlagerung der Gingiva sorgen.

Tabelle 3: Verfügbare Implantatbreiten und –längen des ICX-templant plus Systems

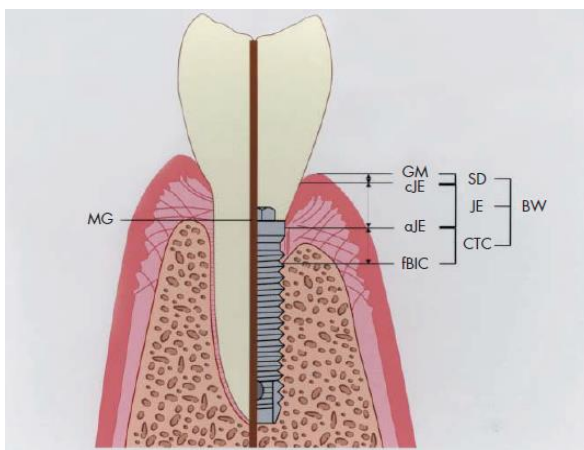
	<p>Implantatbreiten:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 3,45 mm 	<p>Implantatlängen:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 6,5 mm • 8,0 mm • 10,0 mm • 12,5 mm
---	--	--

(Bild: http://osseosource.com/dental-implants/images/products/medentis/medentis_icxplus_3.jpg; 25.10.2016)

2.5.2 Biologische Breite und Komfortzone

Um bestmögliche ästhetische und funktionelle Ergebnisse nach der Implantation zu erreichen und die Implantatkrone möglichst harmonisch in das Mundprofil einzupassen, ist es von besonderer Wichtigkeit, die biologischen Prinzipien der Implantologie zu beachten.

Die von GARGIULO ET AL. [21] für natürliche Zähne beschriebene „Biologische Breite“, die sich aus Sulkustiefe (0,69 mm), Saumepithel (0,97 mm) und bindegewebigem Attachment (1,07 mm) zusammensetzt, weist eine konstante Höhe von knapp 3,0 mm auf [29]. Untersuchungen haben bestätigt, dass dieser Komplex als biologische Schutzbarriere vor eindringenden Bakterien dient und somit für die möglichst lange Integrität des Zahnes verantwortlich ist [29]. Auch das periimplantäre Weichgewebe zeigt, ähnlich den natürlichen Zähnen, eine relativ beständige und stabile biologische Breite von etwa 3,0 mm (siehe Abbildung 1). Dies wird in zahlreichen tierexperimentellen Studien bestätigt [7, 18, 28]. Bei Nichteinhaltung dieser vertikalen Weichgewebsdimension von mindestens 3,0 mm kann es zu krestalen periimplantären Knochenresorptionen kommen [7]. Nach HERMANN ET AL. [27] sollte bei zweiteiligen Implantaten ebenfalls auf die richtige Platzierung der Implantat-Abutment-Verbindung geachtet werden, da diese die Hart- und Weichgewebe ebenfalls beeinflusst. Je weiter apikal die Verbindungstelle zu liegen kommt, desto mehr Knochenresorption ist zu erwarten [14, 27].



MG = Mikrospalt
 GM = Gingivarand
 cJE = am weitesten koronal gelegene Zelle des Saumepithels
 aJE = am weitesten apikal gelegene Zelle des Saumepithels
 fBIC = erster Knochen-Implantat-Kontakt
 SD = Sulkustiefe (Abstand zwischen GM und cJE)
 JE = Saumepithel (Abstand zwischen cJE und aJE)
 CTC = Bindegewebekontakt (Abstand zwischen aJE und fBIC)
 BW = Biologische Breite (SD+JE+CTC)

Abbildung 1: Vergleichende Darstellung parodontaler und periimplantärer vertikaler Weichgewebsdimensionen um einen natürlichen Zahn und ein zweiteiliges Implantat (Bild, Beschriftung und Legende: [29])

Ebenfalls maßgebend für ein optimales ästhetisches Ergebnis und einen harmonischen Gingivaverlauf ist die exakte Positionierung des Implantates bzw. der Implantatschulter

in den drei räumlichen Ebenen, nämlich mesiodistal, orofazial und koronoapikal. BUSER ET AL. [14] definierte für jede dieser drei räumlichen Ebenen sogenannte Komfort- und Gefahrenzonen. Ziel ist daher die Insertion der Implantatschulter innerhalb der drei räumlichen Komfortzonen. In der mesiodistalen Ebene sollte somit ein Mindestabstand von 1,5 mm zum Nachbarzahn und mindestens 3,0 mm zu einem benachbarten Implantat eingehalten werden [14]. Bei Nichtbeachtung dieser Abstände kann, bedingt durch die schüsselförmigen Resorptionen um Implantate im Rahmen der Ausbildung der biologischen Breite, der interdentaler Knochen auf Implantatniveau resorbiert werden bzw. sich die interimplantären Knochenresorptionszonen überlagern und somit zum Rückgang von Knochen und Papille führen [14, 96]. In orofazialer Richtung sollte die Restknochenbreite 1,0 mm nicht unterschreiten, um einen Gingivarückgang zu vermeiden. HERMANN ET AL. [27] konnte in seinen Untersuchungen zeigen, dass die Implantatschulter in koronoapikaler Richtung möglichst 1,0 mm koronal des Alveolarknochenkamms platziert werden sollte, woraus sich ein Abstand von ca. 2,0 mm zum Gingivalsaum ergibt.

2.5.3 Definition und Bewertung des Implantaterfolgs

Nach erfolgter Implantation unter Beachtung der biologischen Grundregeln ist es nun von besonderer Relevanz, den Implantaterfolg mit Hilfe verschiedener Bewertungskriterien zu bemessen. Da derzeit kein einheitlicher Standard zur Beurteilung des Implantaterfolgs unter Berücksichtigung klinischer und röntgenologischer Parameter vorliegt, fordern BUCH ET AL. [13] ein allgemeingültiges Übereinkommen, um den Erfolg verschiedener Implantate vergleichbar zu machen. Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde definiert den Implantaterfolg folgendermaßen:

„Ein erfolgreiches Implantat muss sich klinisch fest, entzündungs- und schmerzfrei ohne periimplantäre Osteolyse in situ befinden. Dabei sollte die Abnahme der periimplantären Knochenhöhe 0,2 mm nach dem 2. Jahr post implantationem nicht überschreiten. Die primäre oder nachträgliche Stilllegung eines Implantates muss ebenfalls als Misserfolg gewertet werden, da dieses Implantat funktionell wertlos ist.“ [65]

Die Bewertung des eben beschriebenen Implantaterfolgs wird anhand mechanischer und radiologischer Methoden sowie unter Begutachtung der periimplantären Weichgewebe vollzogen.

Dabei kann die mechanische Festigkeit beispielsweise mit Hilfe des Periotest-Verfahrens ermittelt werden. Hierbei handelt es sich um einen elektronisch schwingenden Stempel, der das Dämpfungsverhalten des Implantates misst und somit Aufschluss über die Verankerung im Knochen gibt. Niedrige bis negative Messwerte stehen dabei für eine gute Osseointegration [100].

Die Ermittlung der periimplantären Knochenhöhe erfolgt durch regelmäßige Kontrollröntgenaufnahmen und deren Ausmessung. Da dies wichtiger Bestandteil der vorliegenden Arbeit ist, wird dies in den nachfolgenden Kapiteln noch genauer erläutert. Der Knochenrückgang sollte im ersten Jahr nach Implantation 1,2 mm und ab dem zweiten 0,2 mm nicht übertreffen [60, 100].

Ebenso wird die Taschensondierungstiefe, der Sulkusblutungs- sowie Plaqueindex erhoben, um Auskunft über das periimplantäre Weichgewebe und mögliche Entzündungsgeschehen zu erhalten [100]. MISCH ET AL. [60] beschreiben, dass Taschentiefen um Implantate bis zu 6 mm unproblematisch sein können, wenn Blutung bzw. Pusaustritt ausbleibt. Dies ist, ebenso wie die Bestimmung der mechanischen Festigkeit, nicht Teil dieser Arbeit und wird daher nicht weiter ausgeführt.

2.5.4 Knochenverlust

Bei der Beurteilung des periimplantären Knochenniveaus und der Beobachtung eines möglichen Knochenrückganges muss zwischen der physiologischen Knochenresorption und dem Knochenverlust, welcher durch einen entzündlichen Prozess hervorgerufen wird, unterschieden werden.

2.5.4.1 Physiologische Knochenresorption

So wird auch um Implantate eine stabile, mindestens 3 mm hohe biologische Breite, welche sich vom koronalsten Punkt des Saumepithels bis zum Alveolarknochen erstreckt, beschrieben [7, 18, 28]. Eine Nichteinhaltung dieser Distanz führt zu physiologischen Knochenresorptionen.

Untersuchungen von TARNOW und Mitarbeitern [96] haben gezeigt, dass es bei Missachtung von vorgegebenen Mindestabständen zu benachbarten Zähnen bzw. Implantaten ebenfalls zu verstärktem physiologischen Knochenabbau kommen kann.

Ebenso beeinflusst die Lage des Mikropaltes der Implantat-Abutment-Verbindung sowie die Lage der maschinieren Implantatanteile die physiologische Knochenresorption. Um

den Knochenrückgang möglichst gering zu halten, sollte nach Meinung verschiedener Autoren möglichst auf eine subkrestale Platzierung des maschinieren Implantatanteiles, wie auch der Implantat-Abutment-Verbindung, verzichtet werden [14, 27, 30].

2.5.4.2 Periimplantitis

Bei den entzündlichen Erkrankungen rund um ein Implantat muss die periimplantäre Mukositis von der Periimplantitis abgegrenzt werden. Die Periimplantitis wird nach dem Konsensusreport des 1st European Workshop on Periodontology als „entzündlicher Prozess in unmittelbarer Umgebung eines funktionell belasteten Implantates“ definiert, welcher mit einem irreversiblen Knochenabbau einhergeht [5]. Im Gegensatz dazu handelt es sich bei der periimplantären Mukositis um eine reversible Entzündung des umliegenden periimplantären Weichgewebes ohne Knochenbeteiligung [5]. Anzeichen für ein Entzündungsgeschehen sind Blutung auf Sondierung und Suppuration, häufig auch Schwellung und Rötung.

Es konnte in verschiedenen Studien gezeigt werden, dass viele Gemeinsamkeiten zwischen Gingivitis und periimplantärer Mukositis sowie Parodontitis und Periimplantitis vorliegen. Hinsichtlich deren Ätiologie konnte ein kausaler Zusammenhang festgestellt werden [47, 115].

Bei der mikrobiellen Besiedlung von Implantaten kommt es, ähnlich wie bei natürlichen Zähnen, zur Anhaftung von Bakterien an das Pellikel, welches überwiegend aus Speichelkomponenten besteht. Vor allem submukosal bildet sich ein stabiler Biofilm, der eine Immunabwehrreaktion des Wirtes hervorruft und letztlich zu einer Entzündung des periimplantären Weichgewebes führt [115]. So konnte von LANG ET AL. [45] nachgewiesen werden, dass sich bei einer stetigen Vermehrung und einer langen Verweildauer des Biofilms aus einer Mukositis eine Periimplantitis entwickeln kann.

Zum besseren Verständnis der Entstehung einer Periimplantitis werden die anatomischen Gegebenheiten rund um das Implantat noch einmal genauer dargestellt. Das periimplantäre Weichgewebe setzt sich, wie schon ausführlich beschrieben, aus einem epithelialen und einem bindegewebigen Attachment zusammen [7]. Während die periimplantäre epitheliale Anhaftung weitgehend dem der natürlichen Zähne entspricht, gibt es im Bereich der bindegewebigen Anhaftung Unterschiede [8]. Die Verlaufsrichtung der kollagenen Faserbündel, die bei natürlichen Zähnen in den

azellulären Wurzelzement einstrahlen, erstreckt sich bei Implantaten parallel und zirkulär zu deren Oberfläche. Dies führt zu einer geringeren bindegewebigen Anhaftung [8, 19]. Das periimplantäre Bindegewebe ist zudem wesentlich zell- und gefäßärmer [8, 115]. Dies führt zu einer geringeren Abwehrfähigkeit gegenüber eindringenden Mikroorganismen, wodurch die Gefahr für die Entstehung einer periimplantären Entzündung und deren rasche apikale Ausbreitung, im Vergleich zu natürlichen Zähnen, deutlich erhöht ist [19, 45, 47]. Dies wird auch durch die tierexperimentelle Studie von LINDHE ET AL. nochmals bestätigt [47].

Hauptursache für die Entstehung einer Periimplantitis ist somit die mikrobielle Besiedlung der Implantatoberfläche, welche eine Entzündung der umliegenden Weich- und Hartgewebe hervorruft. Als weitere Risikofaktoren für eine Periimplantitis sind parodontale Vorerkrankungen, schlechte Mundhygiene und Rauchen, ebenso wie in geringem Maße Diabetes mellitus und Alkoholkonsum zu nennen [48].

Ziel der vorliegenden Arbeit ist der Vergleich von 3- bis 5-gliedrigen Brücken aus einer verblendeten edelmetallfreien Legierung und monolithischem Zirkoniumdioxid hinsichtlich dentaler, parodontaler und abrasiver Parameter. Ebenso wie die Beurteilung der periimplantären Knochenverhältnisse. Die Nullhypothesen lauten:

1. Monolithische Zirkoniumdioxidversorgungen weisen hinsichtlich dentaler, parodontaler und tribologischer Parameter keinen Unterschied zu Metallkeramikrestorationen auf.
2. ICX templant und ICX templant plus Implantate zeigen unter Beachtung verschiedener Einflussfaktoren vergleichbare periimplantäre Knochenverhältnisse.

3 Material und Methode

3.1 Studienaufbau

Die retrospektive klinische Studie mit 82 Probanden wurde in der Gemeinschaftspraxis Dental Family Dr. Dr. Andreas Pohl & Dr. Carmen Pohl in Jahnsdorf (Sachsen) durchgeführt. Im Rahmen dieser Nachuntersuchung wurden drei-, vier- und fünfgliedrige Brücken aus einer edelmetallfreien Legierung (EMF, remanium[®] segura) und Prettau[®] Zirkon, die im Zeitraum von 2009 bis 2013 in der zahnärztlichen Praxis eingegliedert wurden, hinsichtlich dentaler und parodontaler Gesichtspunkte untersucht. Zusätzlich erfolgte neben der Beurteilung des Abrasionsverhaltens von monolithischem Prettau[®] Zirkon gegenüber natürlichem Zahn und verblendetem EMF eine röntgenologische Auswertung des Knochenniveaus an Implantatbrückenpfeilern zur Beurteilung eines möglichen Knochenverlustes. Das primäre Ziel der Studie war der Vergleich der beiden unterschiedlichen Materialien (EMF-verblendet/Prettau[®] Zirkon). Hierfür wurde neben der parodontalen Gesundheit, wie Taschentiefe und Bleeding on Probing (BoP), auch der Zustand der Gingiva, die Plaqueakkumulation, die Restaurationsränder ebenso wie das Chipping untersucht und bewertet. Darüber hinaus wurde ein Augenmerk auf das Abrasionsverhalten von Prettau[®] Zirkon sowie auf den Knochenverlust an Implantaten gelegt. Der Aufbau dieser Arbeit basiert auf den Richtlinien von STROBE.

3.2 Vorbehandlung und prothetische Versorgung durch Gemeinschaftspraxis Dr. Dr. A. Pohl & Dr. C. Pohl

Alle drei-, vier und fünfgliedrigen Brücken wurden von maximal vier verschiedenen Behandlern der Gemeinschaftspraxis Dr. Dr. A. Pohl & Dr. C. Pohl in den Jahren 2009 bis 2013 angefertigt.

3.2.1 Parodontale Vorbehandlung

Vor Beginn der Präparation bzw. Implantation von Brückenpfeilern wurde die parodontale Gesundheit der Patienten vollständig abgeklärt. Je nach Schwere der parodontalen Erkrankung wurden, bei Bedarf, folgende Maßnahmen durchgeführt:

- Scaling and Root Planing (SRP)
- Modifizierte Widman-Lappen-OP
- Straumann[®] Emdogain[®]

- Photodynamische Therapie mit dem HELBO[®]-Laser

Scaling und Root Planing (SRP)

Nach Angaben der "American Academy of Periodontology" lässt sich dieses Verfahren in zwei Teilschritte gliedern [92]:

In einem ersten Schritt, dem Scaling, wird mit Hilfe von Scalern (supragingival) und Küretten (subgingival) die Zahnoberfläche von anhaftender Plaque, Zahnstein/Konkrementen und Verfärbungen gereinigt.

Beim anschließenden Root Planing, der Wurzelglättung, erfolgt mit Küretten die Entfernung von noch verbliebenen Konkrementen und Rauigkeiten, welche mit pathogenen Mikroorganismen kontaminiert sind.

Ziel ist es, eine möglichst glatte Oberfläche zu schaffen, um eine erneute Anhaftung von mineralischen Ablagerungen zu verhindern und somit ein Anwachsen des Zahnhalteapparates zu ermöglichen.

Modifizierte Widmann-Lappen-OP

Bei dieser parodontalen Lappenoperationstechnik wird nach erfolgtem Zahnfleischrandschnitt und anschließender Bildung eines Mukoperiostlappens ein mechanisches Debridement mit Küretten und Ultraschallscalern unter Sicht durchgeführt. Die Knochendefekte wurden vor Verschluss mit Straumann[®] Emdogain[®] aufgefüllt.

Straumann[®] Emdogain[®]

Dieses Schmelz-Matrix-Protein der Firma Straumann GmbH (Freiburg), welches aus porcinen Zahnkeimen gewonnen wird und deren Hauptbestandteil Amelogenin ist, unterstützt die Regeneration des Zahnhalteapparates. Durch die Bildung einer Schmelz-Matrix-Schicht an der Wurzeloberfläche und der damit verbundenen Besiedelung und Vermehrung von mesenchymalen Zellen kommt es zur Anlagerung von Stützzellen. Diese differenzieren sich zu Zementoblasten, welche die Zementschicht bilden. Der neu gewonnene Zement wird anschließend von einer Wurzelhaut überzogen, sodass neues Knochengewebe gebildet werden kann [33].

HELBO® Photodynamische Therapie

Bei der HELBO® PDT der Firma bredent medical GmbH & Co KG (Walldorf) handelt es sich um eine antimikrobielle photodynamische Therapie, deren primäres Ziel in der Eliminierung pathogener Mikroorganismen mit Hilfe eines Kaltlichtlasers liegt. Dabei wird nach erfolgter mechanischer Reinigung der Photosensibilisator Helbo®Blue, ein photoaktivierbarer Farbstoff, appliziert, welcher sich an die bakterielle Zellwand anhaftet. Durch das Low-Level-Laserlicht (Helbo®TheraLite Laser) mit geeigneter Wellenlänge von 670 nm [59] wird der Photosensibilisator aktiviert. Die dadurch freigesetzte Energie wird auf den umgebenden Sauerstoff übertragen. Es bildet sich der kurzlebige Singulett-Sauerstoff, welcher eine toxische Wirkung auf Mikroorganismen ausübt und somit zu deren Abtötung führt. Dieses nichtinvasive Verfahren findet neben der Behandlung der Parodontitis und Periimplantitis auch Anwendung in der Endodontie [12, 50, 95].

3.2.2 Implantation

Im Anschluss an eine erfolgreich abgeschlossene Parodontalbehandlung konnte mit der Implantation von Brückenpfeilern begonnen werden. Bei den im Rahmen der retrospektiven Studie nachuntersuchten Brücken kamen fünf verschiedene Implantatsysteme zweier Firmen zum Einsatz:

- XiVE®, DENTSPLY IH GmbH, Mannheim
- XiVE® S, DENTSPLY IH GmbH, Mannheim
- Templant, medentis medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler
- ICX-templant, medentis medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler
- ICX-templant plus, medentis medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler

Aufgrund des oftmals mangelnden Knochenangebotes am Implantationsort wurden je nach Lokalisation im Kiefer folgende präimplantologischen lagerverbessernden Maßnahmen durchgeführt:

- Sinuslift (direkter/indirekter/interner)
- Knochenblock
- Blockaugmentation
- Knochen vestibulär

Die Implantatinsertion wurde meist zeitgleich mit dem Sinuslift, sowie dem vestibulär angelagerten Knochen vorgenommen. Lediglich bei einem Patienten erfolgten Sinuslift

und Implantation aufgrund einer zu geringen Restknochenhöhe nicht am selben Operationstag. Bei der Blockaugmentation bzw. dem Knochenblock wurde erst nach einer Einheilungsphase von etwa vier Monaten mit der Implantation begonnen.

Für die Implantatinsertion fanden die vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Bohrschablonen und –kassetten Verwendung.

3.2.3 Präparation

Nach Angaben des Praxisinhabers wurden die Pfeilerzähne von allen Behandlern entsprechend der allgemein gültigen Präparationsrichtlinien für verblendete sowie vollkeramische Versorgungen geschliffen. Die Präparationsgrenze im Seitenzahnbereich wurde für beide Materialien isogingival gelegt. Im Frontzahngebiet wurde für Prettau-Zirkon minimal infragingival und für verblendete EMF-Legierungen deutlich subgingival präpariert.

Die Abformung natürlicher Pfeilerzähne wurde mit Impregum™DuoSoft™Quick, die der Implantatpfeilerzähne mit Impregum™Penta™ (Firma: 3M ESPE) vorgenommen. Lagen sowohl natürliche als auch Implantatpfeilerzähne vor, erfolgte dies mit Impregum™Penta™.

3.2.4 Herstellung der Brückenkonstruktion und Eingliederung

Die Anfertigung aller untersuchten Brückenversorgungen erfolgte im praxiseigenen, zahntechnischen Labor. Hierbei unterscheiden sich die beiden Materialien hinsichtlich ihres Herstellungsprozesses.

Nach Fertigstellung des edelmetallfreien Brückengerüsts, remanium® segura, der Firma Dentaurum GmbH & Co. KG (Ispringen) und Anprobe auf Passgenauigkeit im Patientenmund, wurde die CoCr–Aufbrennlegierung mit der Verblendmasse ANTAGON Interaction der Firma Elephant Dental B.V. (Hoorn, Niederlande) beschichtet. Bei der erneuten Anprobe am Patienten des mit Verblendkeramik versehenen Rohbrandes konnten noch Korrekturen im Bereich der Okklusion und mögliche Änderungen hinsichtlich der Farb- und Formgestaltung vorgenommen werden. Die nun an die Patientensituation exakt angepasste Brückenkonstruktion wurde im zahntechnischen Labor, nach erfolgter Anpassung des Farb- und Formverlaufes und Auftragung der Glanzmasse, dem abschließenden Glanzbrand unterzogen.

Im Gegensatz dazu handelt es sich bei den nachuntersuchten Prettau[®] Zirkon-Brücken der Firma Zirkonzahn GmbH (Gais, Südtirol) um ein rein monolithisches, komplett unverblendetes Material, welches in einem computergesteuerten CAD/CAM-Prozess aus einem Rohling gefräst wurde. Dazu wurden die einartikulierten Meistermodelle mit dem Scanner S 600 Arti (Zirkonzahn GmbH, Gais) erfasst und ein Konstruktionsvorschlag der späteren Brückenversorgung errechnet. Nach Anpassung und Feinjustierung hinsichtlich Form, Größe, Achse und Stellung der prothetischen Suprakonstruktion im Kiefer durch den Zahntechniker wurde aus einem Kunststoffrohling auf PMMA-Basis die am Computer errechnete und modellierte Brückenkonstruktion in der Maschine Milling Unit M5 (Zirkonzahn GmbH, Gais) gefräst. Bei der sich anschließenden Anprobe der Kunststoffbrücke am Patienten konnten, nach Überprüfung von Form und marginaler Passung, Korrekturen im Bereich der Okklusion vorgenommen werden. Die nun aktuelle Situation wurde erneut mitsamt den Modellen eingescannt und entsprechend angepasst. Im Anschluss wurde die neu modellierte Konstruktion in der oben genannten Maschine in einen Prettau[®] Zirkon-Rohling in ca. 19 - 20 %iger Vergrößerung gefräst und mit der von der Firma Zirkonzahn empfohlenen Einfärbetechnik sowie der dafür vorgesehenen Flüssigkeit, Prettau[®] Aquarell, bemalt. Im Sinterofen Zirkonofen 700 Ultra-Vakuum schrumpfte die eingefärbte Brückenkonstruktion wieder entsprechend dem berechneten Prozentsatz auf die richtige Dimension und konnte anschließend erneut beschliffen sowie mit ICE Zirkon Malfarben bemalt werden. Im abschließenden Mal- und Glanzbrand wurde die Brückenkonstruktion fertiggestellt.

Vor Eingliederung der Brückenversorgungen wurden bei natürlichen Zähnen die gereinigten Stümpfe mit dem fluorid- und calciumhydroxidhaltigen Dentin-Versiegelungsliquid (Humanchemie GmbH, Alfeld) touchiert und anschließend mit einem der folgenden Befestigungsmaterialien befestigt:

- RelyX[™] (3M ESPE)
- GC Fuji Cem (GC Europe N.V.)
- PreVISION[®] Zement (Heraeus Kulzer GmbH)

3.3 Klinische Nachuntersuchung

3.3.1 Patientenauswahl und Aktenanalyse

Für die Patientenauswahl erfolgte im Vorfeld der klinischen Nachuntersuchung eine systematische Aktenanalyse in der Gemeinschaftspraxis Dr. Dr. A. Pohl & Dr. C. Pohl. Es wurde in den Heil- und Kostenplänen der Jahre 2009 bis 2013 nach Patienten mit möglichen Brückenkonstruktionen aus verblendetem EMF und Prettau® Zirkon gesucht. Einzige Voraussetzung zur Studienteilnahme war eine drei-, vier- oder fünfgliedrige Seitenzahn (SZ)- oder Frontzahn (FZ)-Brücke aus einer zahnfarbenen verblendeten edelmetallfreien Legierung oder Prettau® Zirkon, die im oben genannten Zeitraum in der Praxis eingegliedert wurde. Bei Patienten, die Versorgungen aus beiden Materialien aufwiesen, wurde jeweils das Material berücksichtigt, das am häufigsten im Patientenmund existierte. Dies war bei drei Studienteilnehmern der Fall, wobei in zwei Fällen die Prettau® Zirkon- und in einem Fall die verblendete edelmetallfreie Legierung ausgewählt wurde.

Insgesamt 211 Patienten erfüllten die oben genannten Kriterien und wurden telefonisch kontaktiert. Von diesen willigten 82 Patienten zur Teilnahme an der retrospektiven Studie ein. Der Anteil der weiblichen Studienteilnehmer lag etwas über der Hälfte bei 58,54 % (n = 48), der männliche Anteil betrug 41,46 % (n = 34). Das Durchschnittsalter belief sich auf 62,9 Jahre, wobei der jüngste Proband zum Untersuchungszeitpunkt 34 Jahre und der Älteste 81 Jahre alt war.

Die Patienten wurden vor Untersuchungsbeginn sowohl schriftlich als auch mündlich über die Nachuntersuchung und deren Ziele aufgeklärt. Anschließend unterzeichneten diese eine Einwilligungserklärung sowie eine Datenschutzerklärung (siehe Anhang), mit der sie der Teilnahme und der pseudonymisierten Datenerhebung in Form von Patientenummern (PNRs) zustimmten.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Charité-Universitätsmedizin Berlin nach Antrag genehmigt (Antragsnummer EA2/102/16).

Die Dokumentation der Patientendaten erfolgte auf pseudonymisierten Anamnese- und Befundbögen (siehe Anhang), die mit der zugehörigen PNR versehen waren. Bereits vor Untersuchungsbeginn wurden aus praxisinternen Akten folgende Daten entnommen:

- Geschlecht

- Geburtsdatum
- Lokalisation, Ausdehnung und Material der zu untersuchenden Brückenkonstruktionen
- Art der Verankerung (rein zahngetragen, rein implantatgetragen, zahn- und implantatgetragen)
- Art des Befestigungswerkstoffes

3.3.2 Vorgehensweise und Ausgangssituation

Die Nachuntersuchungen und Beurteilungen der Suprakonstruktionen wurden von der Verfasserin zusammen mit einer zahnärztlichen Kollegin durchgeführt. Beide waren bis dahin nicht in den Behandlungsablauf der Praxis involviert.

Im Zeitraum von Oktober 2015 – Februar 2016 wurden bei 82 Patienten insgesamt 115 Brückenkonstruktionen nachuntersucht, die sich in 41 verblendete EMF- und 74 Prettau® Zirkon-Versorgungen untergliederten.

Vor Untersuchungsbeginn wurde zusammen mit dem Patienten eine kurze Anamnese erhoben, um den allgemeinen Gesundheitszustand des Patienten zu ermitteln.

Die untenstehende Abbildung 2 veranschaulicht die Verteilung der drei-, vier- und fünfgliedrigen Brücken auf die beiden untersuchten Materialien. Dabei wird deutlich, dass der Anteil der Prettau®-Versorgungen mit 64,3 % annähernd doppelt so hoch war wie der von EMF-verblendeten Brücken mit 35,7 %. Ebenso stellte Prettau® im Vergleich zu EMF-verblendet hinsichtlich der Brückenglieder drei fast gleichstarke Gruppen dar.

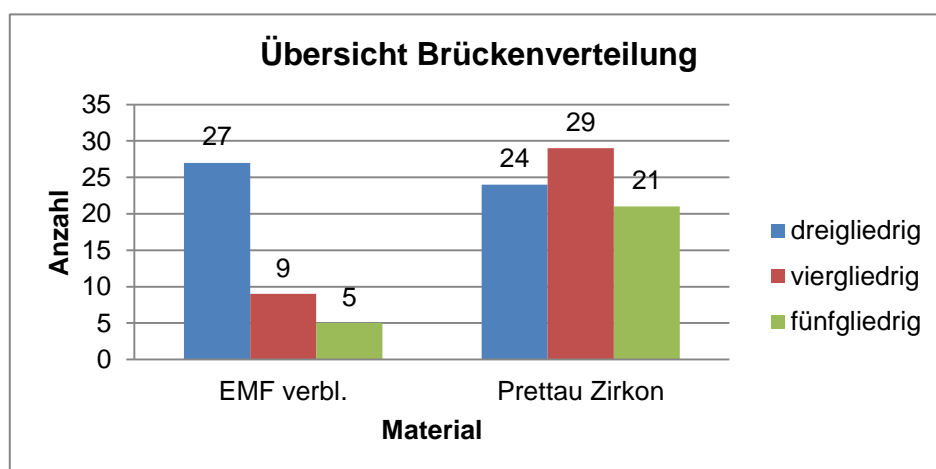


Abbildung 2: Darstellung der Anzahl der Brücken nach untersuchtem Material

Bei den untersuchten Versorgungungen handelte es sich mit 93,0 % überwiegend um Seitenzahn-Brücken, wohingegen der Anteil der Frontzahn-Brücken nur 7,0 % betrug und sich auf die Materialien wie folgt aufteilte (Abbildung 3):

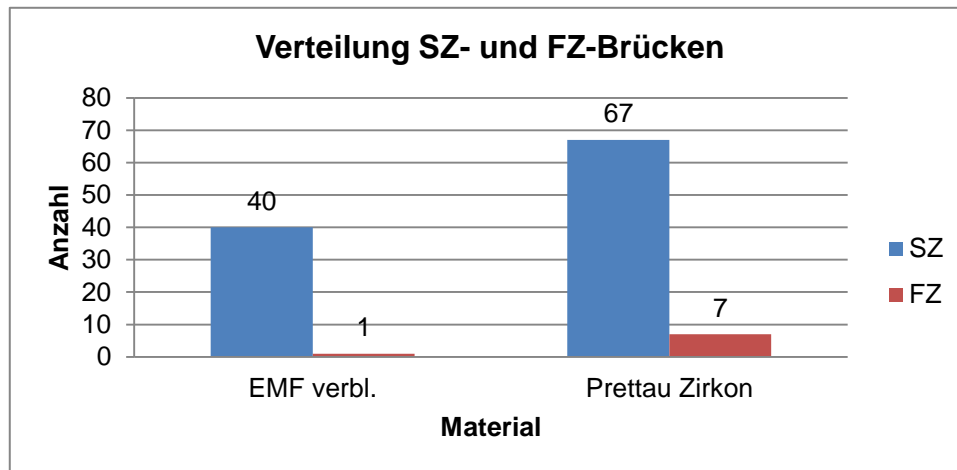


Abbildung 3: Darstellung der Verteilung von SZ- und FZ-Brücken nach untersuchtem Material

Diese waren in 68 Fällen (59,1 %) im Unterkiefer lokalisiert (siehe Abbildung 4). Bei Betrachtung der Verteilung der FZ-Versorgungen im Bezug zur Lage im Kiefer lag exakt die Hälfte im Unterkiefer.

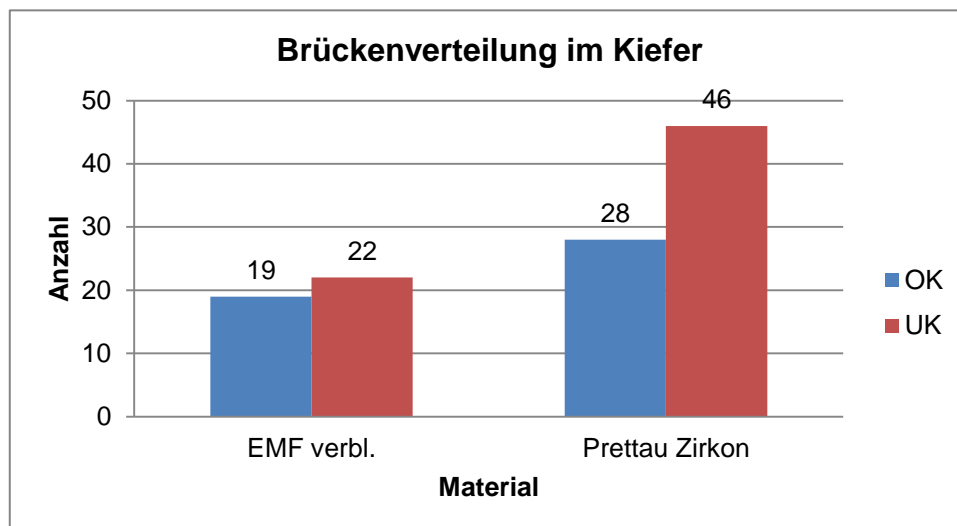


Abbildung 4: Darstellung der Verteilung im Kiefer nach untersuchtem Material

Des Weiteren ließen sich die nachuntersuchten Suprakonstruktionen in Endpfeilerbrücken und Freidendbrücken unterteilen, wobei der Anteil der Freidendbrücken an der Gesamtbrückenzahl 15,7 % betrug. Dies wird in Abbildung 5 deutlich. Ebenso handelte es sich bei neun Versorgungungen und somit bei einem Prozentsatz von 7,8 %

um zweispannige Brückenkonstruktionen, wovon acht (88,9 %) auf Seiten von Prettau® Zirkon lagen.

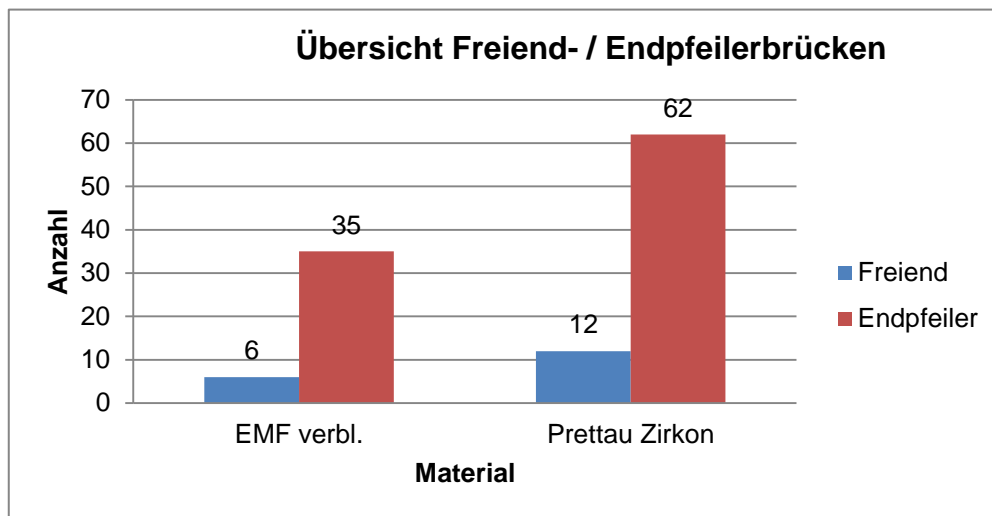


Abbildung 5: Verteilung der Freiidbrücken auf nachuntersuchte Materialien

Ein weiteres wichtiges Unterscheidungsmerkmal der nachuntersuchten Suprakonstruktionen war die Art der Verankerung. Die Brückenversorgungen waren entweder rein zahngetragen, rein implantatgetragen oder sowohl zahn- und implantatgetragen, wobei der Anteil der rein zahngetragenen Konstruktionen mit 57,4 % deutlich überwog (vgl. Abbildung 6). Berücksichtigt man auch die Verteilung in Bezug auf die Brückenglieder, wie Abbildung 7 anschaulich darstellt, lagen bei Prettau® Zirkon erneut ungefähr gleichmäßig verteilte Verankerungsformgruppen vor. Von den insgesamt 289 nachuntersuchten Brückenpfeilern betrug der Anteil der natürlichen Pfeilerzähne 63,7 % (n=184). Der der Implantatbrückenpfeiler lag bei 36,3 % (n=105).

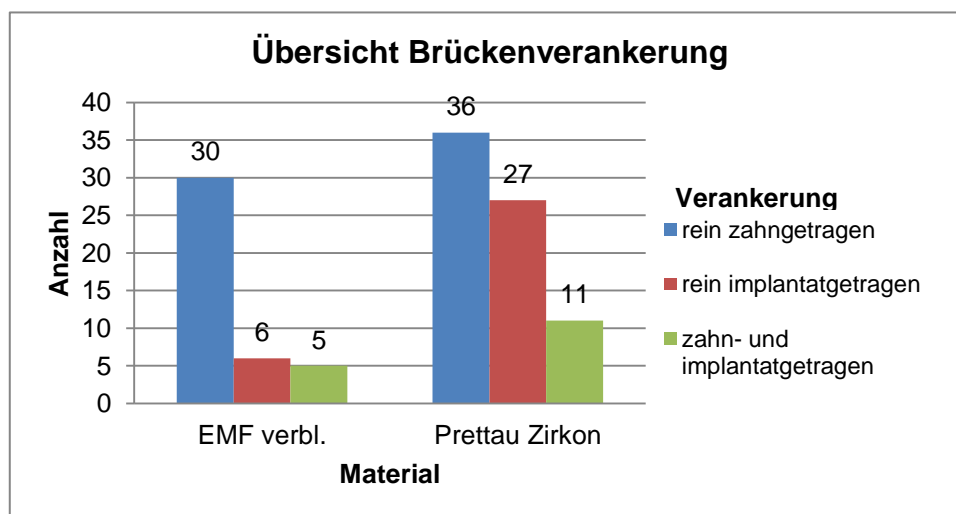


Abbildung 6: Darstellung der Verteilung der Brückenverankerung auf die nachuntersuchten Materialien

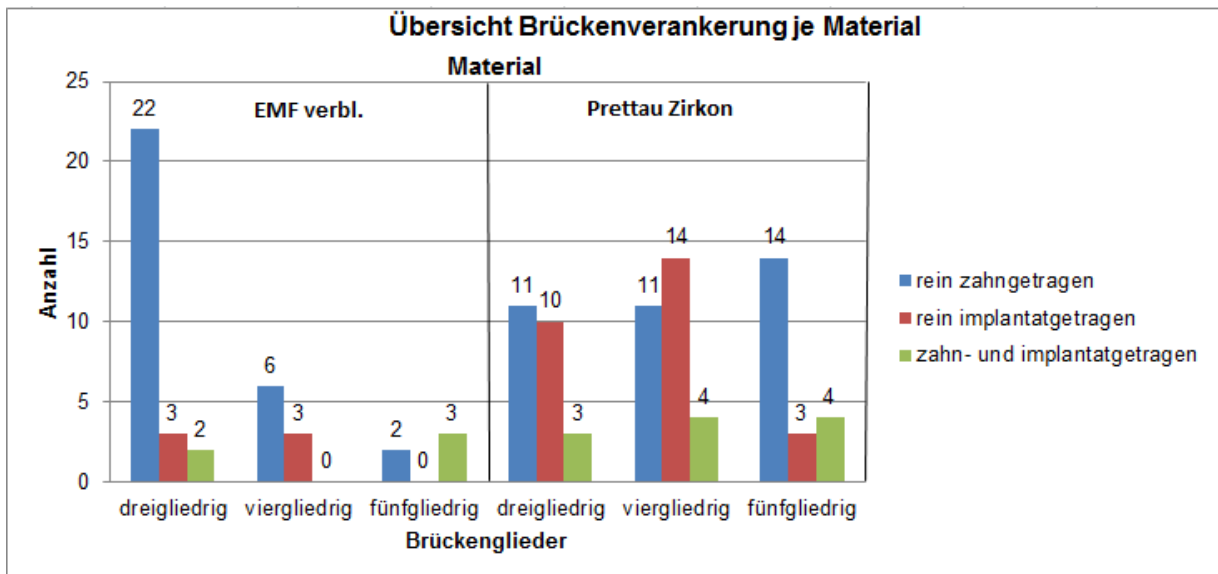


Abbildung 7: Verteilung der Verankerungsart auf Brückenglieder je untersuchtem Material

3.3.3 Befunderhebung dentaler und parodontaler Parameter

Folgende Nachuntersuchungen wurden an den eben dargestellten Brückenversorgungen durchgeführt:

3.3.3.1 Plaque-Index nach Silness und Loe

Der Plaque-Index nach SILNESS UND LÖE (1964) als Maß für die Mundhygiene der Patienten wurde visuell mit Hilfe von Spiegel und Sonde erfasst. Er bewertet neben dem Sitz der Plaque im Bereich des Gingivarandes auch deren Dicke und Schichtung. Dieser graduelle Index, der ein Anfärben der Plaque nicht erforderlich macht, wird wie folgt eingeteilt [25, 102]:

Tabelle 4: Gradeinteilung des Plaque-Index nach SILNESS UND LÖE [82]

Grad 0	Plaquetfrei
Grad 1	Dünnere, zusammenwischbarer Biofilm am Zahnhals
Grad 2	Sichtbare Plaqueakkumulation am Zahnhals
Grad 3	Reichlich Plaque, die mehr als den Zahnhals bedeckt

Die Beurteilung des Plaque-Index erfolgte an allen vier Zahn- und Implantatflächen, jedoch wurde pro Zahn/Implantat nur der jeweils schlechteste bzw. höchste Wert notiert und in die Auswertung einbezogen.

3.3.3.2 Gingiva-Index nach Loe und Silness

Der Gingiva-Index nach LÖE UND SILNESS von 1963 gibt Auskunft über den Entzündungsgrad und die Oberflächenmorphologie der Gingiva und spiegelt somit die längerfristigen Mundhygienegewohnheiten der Patienten wider. Er wurde ebenfalls visuell mit Spiegel und zahnärztlicher Sonde erhoben und entsprechend der vier Schweregrade eingeteilt [25, 102]:

Tabelle 5: Gradeinteilung des Gingiva-Index nach LÖE UND SILNESS [82]

Grad 0	Klinisch gesunde Gingiva
Grad 1	Leichte Farb- und Oberflächenveränderungen der Gingiva
Grad 2	Rötung, ödematöse Schwellung, Gingiva blutet auf Sondierung
Grad 3	Ulzeration der Gingiva, spontane Blutung

Die Erhebung erfolgte, wie auch beim Plaque-Index, an allen vier Zahn- und Implantatflächen. Der jeweils schlechteste Wert pro Zahn/Implantat wurde erfasst und in der Auswertung berücksichtigt.

3.3.3.3 Randschluss

Die Randschlussqualität ist ein wesentlicher Faktor für die Langzeitstabilität einer prothetischen Versorgung. Bei schlechter Passung und Bildung von Randspalten kann es neben der Reizung des Parodonts auch zu vermehrter Plaque- und Bakterienansammlung in dieser Nische kommen. Dies hat nicht selten die Entstehung von Sekundärkaries sowie parodontaler Erkrankungen zur Folge.

Der Übergang zwischen Restauration und natürlichem Pfeilerzahn wurde mit Hilfe einer Häkchensonde entlang der gesamten Zirkumferenz abgetastet und nach folgenden Kriterien bewertet:

Tabelle 6: Bewertungskriterien für die Randschlussqualität [98]

Grad 1	Übergang zwischen Restauration und Zahn nicht tastbar
Grad 2	Tastbarer Randspalt an weniger als 50% des Umfangs der Restauration
Grad 3	Tastbarer Randspalt an mehr als 50% des Umfangs der Restauration
Grad 4	Kontinuierlicher Randspalt an der gesamten Restauration tastbar

3.3.3.4 Randverfärbung/Sekundärkaries

Die Beurteilung der Randverfärbung erfolgte ausschließlich an natürlichen Brückenpfeilern und wurde visuell unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille und zahnärztlichen Sonde folgendermaßen beurteilt:

Tabelle 7: Bewertungskriterien für die Randverfärbung [98]

Grad 1	Keine Verfärbung zwischen Restauration und Zahn sichtbar
Grad 2	Lokale Verfärbungen zwischen Restauration und Zahn sichtbar
Grad 3	Kontinuierliche Verfärbungen zwischen Restauration und Zahn sichtbar
Grad 4	Kavitätenbildung mit erweichter Zahnhartsubstanz

Grund für die Bildung einer Sekundärkaries, also einer kariösen Läsion am Restaurationsrand, ist meist eine Spalt- und Stufenbildung im Randbereich der zahnärztlichen Versorgung [25]. Des Weiteren kann dies durch eine unzureichende Mundhygiene der Patienten bedingt sein.

3.3.3.5 Chipping

Das Chipping, die Abplatzung bzw. Abschilferung von Teilen der Verblendkeramik, wurde sowohl visuell mit Lupenbrille als auch instrumentell mit Spiegel und Häkchensonde durchgeführt und gemäß der Chipping-Klassifikation nach POSPIECH (2010) bewertet [71]:

Tabelle 8: Modifizierte Chipping-Klassifikation nach POSPIECH (2010) [71]

Klasse 0	kein Chipping
Klasse 1	minimal, kaum sichtbar
Klasse 2	mit bloßem Auge erkennbar, nicht funktionsrelevant
Klasse 3	Frontzahnbereich: mit bloßem Auge erkennbar, ästhetisch relevant, formverändernd
Klasse 4	Seitenzahnbereich: mit bloßem Auge erkennbar, ästhetisch relevant, im okklusionstragenden Bereich
Klasse 5	massive Chippings, auch weitgehende kleinere Chippings

Da es sich bei Prettau[®] Zirkon um einen rein monolithischen, komplett unverblendeten Werkstoff handelt, der demzufolge nicht chippen kann, wurde dieser Parameter nur bei verblendeten edelmetallfreien Legierungsversorgungen erhoben.

3.3.3.6 Taschentiefe

Die Bestimmung der Sondierungstiefen in Millimeter erfolgte mit der Parodontalsonde PCPUNC15 von Hu-Friedy an sechs Messstellen pro Zahn, also mesiobukkal, mediobukkal, distobukkal sowie mesiooral, mediooral und distooral. Sondiert wurde mit einem mittleren Druck von circa 0,2 - 0,25 N und einer Einschubrichtung von circa 15° zur Zahnachse unter ständigem Zahnkontakt [25, 87, 102]. Die Taschentiefe, als Abstand zwischen marginaler Gingiva und sondierbarem Boden der Tasche definiert, wurde nur an natürlichen Zähnen erhoben. Aus den sechs Messwerten je Zahn wurde pro Zahn und Brückenkonstruktion der Mittelwert errechnet. An Implantaten wurde auf Wunsch des Praxisinhabers wegen der Gefahr einer möglichen Keimverschleppung auf die Taschensondierung verzichtet.

3.3.3.7 Bleeding on Probing (BoP)

Die Blutung auf Sondierung stellt ein Maß für die Entzündungsaktivität innerhalb einer parodontalen Tasche dar [87]. Etwa 10 bis 30 Sekunden nach Taschensondierung wurde durch eine Ja-/Nein-Entscheidung eine mögliche Blutung abgelesen [25]. Der Blutungsindex wurde in Prozent angegeben und wie folgt berechnet [102]:

$$\text{BoP (\%)} = \frac{\text{Anzahl der positiven Blutungspunkte} \times 100}{\text{Gesamtzahl der Messstellen}}$$

3.3.4 Tribologische Effekte von Prettau® Zirkon auf die Antagonisten

Um das Abrasionsverhalten von Prettau® Zirkon gegenüber natürlichem Zahn und verblendetem EMF zu ermitteln, wurde nach Beendigung der allgemeinen Befunderhebung eine Abformung des entsprechenden Gegenkiefers mit einem Alginat (Image Alginat, DUX Dental, Niederlande) durchgeführt. Voraussetzung dafür war, dass es sich bei dem der Prettau®-Suprakonstruktion gegenüberliegenden Zahn um einen 2. Prämolaren oder 1. Molaren handelte. Dieser musste sich entweder im natürlichen Zustand, höchstens mit einer kleinen Füllung versehen, befinden oder mit einer verblendeten edelmetallfreien Legierung versorgt sein. Das im Anschluss im praxiseigenen Labor mit picodent® hydroplaster Gips (picodent®, Wipperfürth) ausgegossene Modell wurde mit dem Zirkonzahn-Scanner S 600 Arti (Zirkonzahn GmbH, Gais) eingescannt. Mit der Modellier-Software ZIRKONZAHN.MODELLIER

(Zirkonzahn GmbH, Gais) konnte die aktuelle Morphologie des Gegenkiefers mit dem zum Zeitpunkt der Eingliederung gematcht werden und eine mögliche Abrasion am Kontaktpunkt punktuell bestimmt werden, wie Abbildung 8 und Abbildung 9 anschaulich darstellen. Die Bestimmung des Kontaktpunktes am überlagerten Zahn wurde mit Hilfe der am Patienten intraoral aufgenommenen Aufbissaufnahmen durchgeführt, welche die mit Okklusionsfolie markierten Okklusionskontakte zeigten. War mehr als ein Kontaktpunkt pro Zahn sichtbar, wurde für jeden Okklusionskontakt die Abrasion ermittelt und anschließend die mittlere Abrasion pro Molar bzw. Prämolare errechnet.

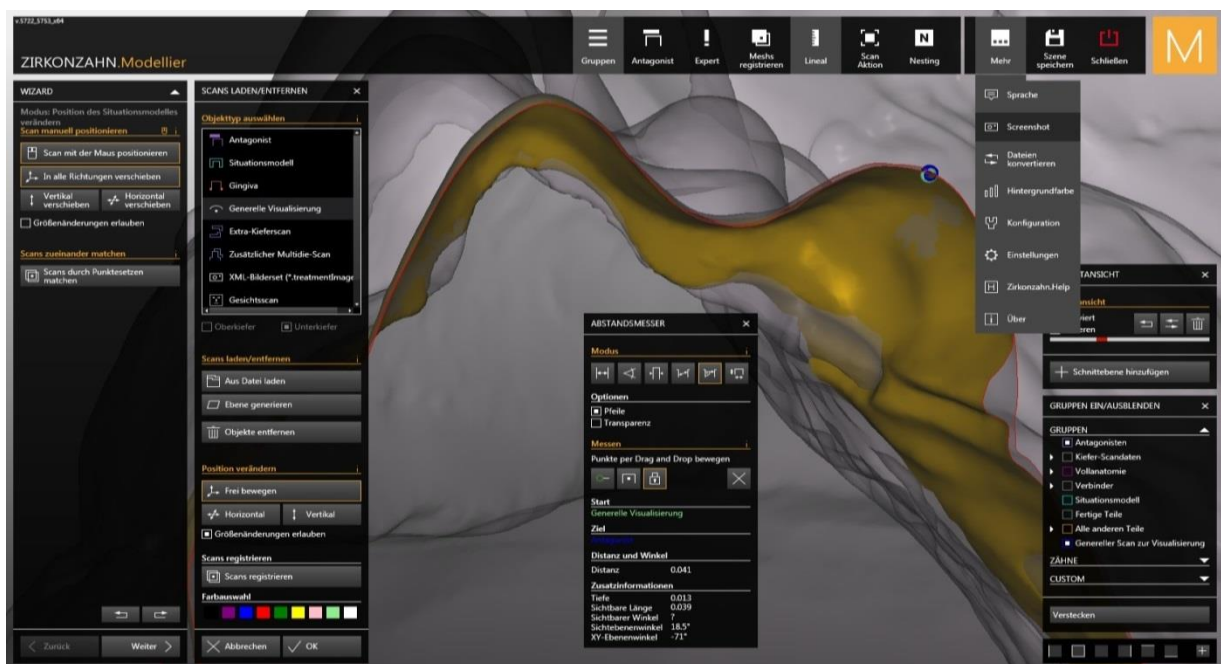


Abbildung 8: Schnittansicht eines „gematchten“ Zahnes mit ermittelter Abrasion am mesio-palatalen Kontaktpunkt (Screenshot von der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“)

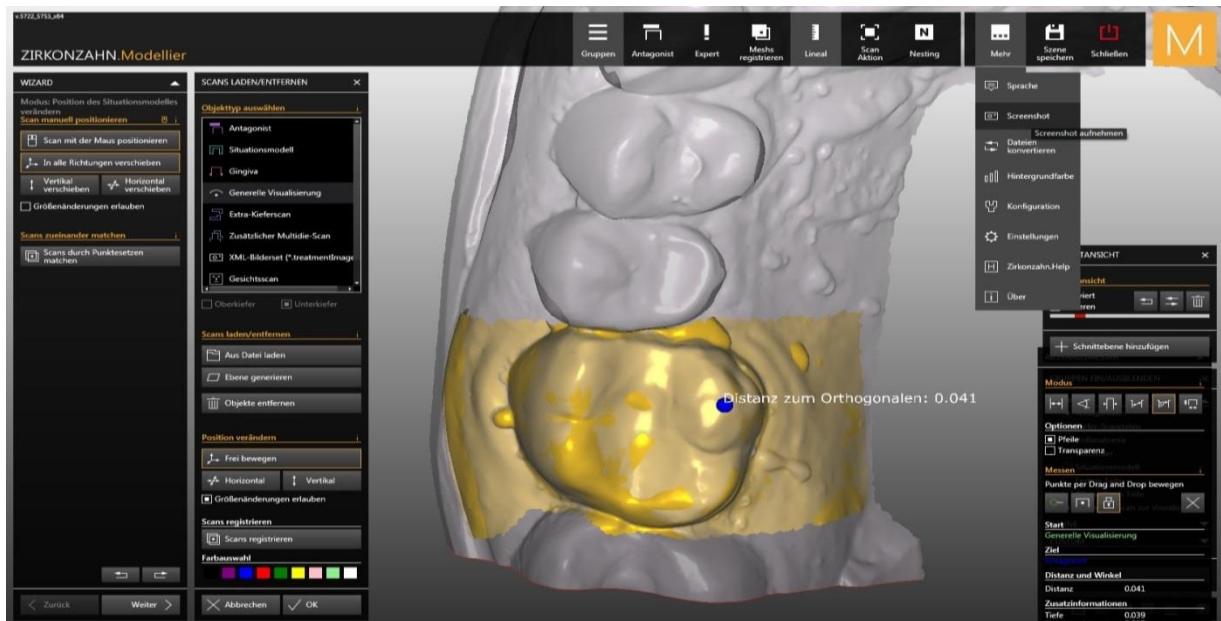


Abbildung 9: Aufsicht auf den „gematchten“ Zahn 16 mit eingezeichneter Abrasion am mesiopalatalen Kontaktpunkt (Screenshot der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“)

3.3.5 Röntgenologische Auswertung des Knochenniveaus an Implantaten

Zur Beurteilung der periimplantären Knochenverhältnisse wurde zum Abschluss einer jeden Behandlung ein Röntgenbild angefertigt, sofern der Zeitpunkt der letzten Aufnahme länger als zwei Jahre zurücklag und der Patient sein Einverständnis dazu gab. Zum besseren Vergleich mit bereits vorliegenden postimplantären Röntgenbildern wurde eine Panoramaschichtaufnahme mit dem Röntgengerät ORTOPHOS® XG der Firma Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim angefertigt. Die Positionierung der Patienten am Gerät entsprach exakt den Herstellerangaben.

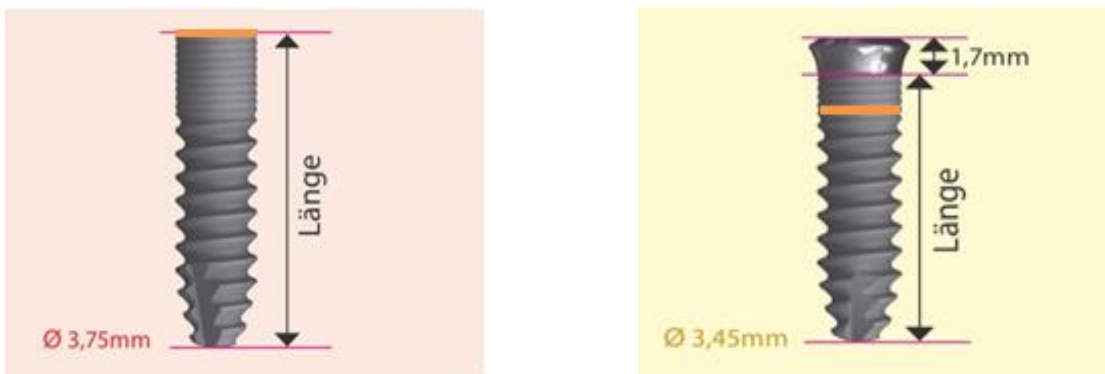
Dabei sollten die Knochenverhältnisse am Implantat nach prothetischer Versorgung zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bzw. zum Zeitpunkt des letzten Röntgenbildes mit der unmittelbar postimplantären Situation verglichen und ein möglicher periimplantärer Knochenverlust oder -gewinn ermittelt werden. Die Ausmessung und Auswertung der Orthopantomogramme erfolgte mit Hilfe der Röntgensoftware SIDEXIS XG (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) ähnlich der von Gómez-Román beschriebenen Messmethode, welche nachfolgend genauer erläutert wird [22, 23].

Da die Anfertigung einiger Röntgenbilder mit dem Röntgengerät Kodak 9000 3D (Firma Carestream Health Deutschland GmbH, Stuttgart) erfolgte, wurden diese als TIFF-Datei abgespeichert und in SIDEXIS XG importiert. Ebenso lag ein Teil der Aufnahmen noch in analoger Form vor. Diese wurden mit der Kamera Nikon D 90 (Objektiv:

Nikkor 18 - 105 mm) digitalisiert und ebenfalls als TIFF-Datei in das Röntgenprogramm überführt.

Alle Messungen wurden von der Autorin der vorliegenden Arbeit in privatärztlichen Praxen (Dental Family Dr. Dr. Andreas Pohl & Carmen Pohl, Jahnsdorf; Zahnarztpraxis Dr. Manfred Pletz, Rotthalmünster) durchgeführt. Um die Knochenstrukturen möglichst exakt beurteilen zu können, wurde die Graustufenfeinabstimmung sowie die Vergrößerung für jedes Implantat neu bestimmt.

Bei jedem Patient wurde sowohl beim postimplantären als auch beim Nachuntersuchungsröntgenbild das mesiale und distale Knochenniveau im Bezug zur Referenzlinie ermittelt und in eine Excel-Tabelle übertragen. Wichtig war für jedes der fünf Implantatsysteme eine geeignete Referenzlinie (siehe Abbildung 10) zu wählen, welche dann entsprechend der jeweiligen Implantatbreite, die in der Patientenakte vermerkt war, eingezeichnet wurde.



a) Referenzlinie ICX-Templat

b) Referenzlinie ICX-Templat plus

Abbildung 10: Darstellung der gewählten Referenzlinien (orange eingezeichnet) für die in a) und b) beschriebenen Implantatsysteme (eigene Darstellung verändert nach [55])

Mit Hilfe der in SIDEXIS XG vorhandenen Kalibrierungsfunktion konnte jedes Bild der nachuntersuchten Implantate auf die in der Patientenakte notierte tatsächliche Implantatbreite kalibriert werden, um eine reliable Messung zu erhalten (siehe Abbildung 11). Anschließend wurde entlang der Implantatachse die mesiale und distale Distanz zwischen Referenzlinie und erstem sichtbarem Implantat-Knochenkontakt gemessen (siehe Abbildung 12). Sub-, iso- bzw. suprakrestal inserierte Implantate wurden in der Excel-Tabelle durch das entsprechende Vorzeichen kenntlich gemacht. Für jedes Implantat wurde aus der postimplantären und Nachuntersuchungssituation das absolute mesiale und distale Knochenniveau sowie das jeweilige Mittel pro

Implantat errechnet. Aus Gründen der erforderlichen Reproduzierbarkeit dieses Verfahrens wurden alle durchgeführten Messungen in Form eines Screenshots abgespeichert.

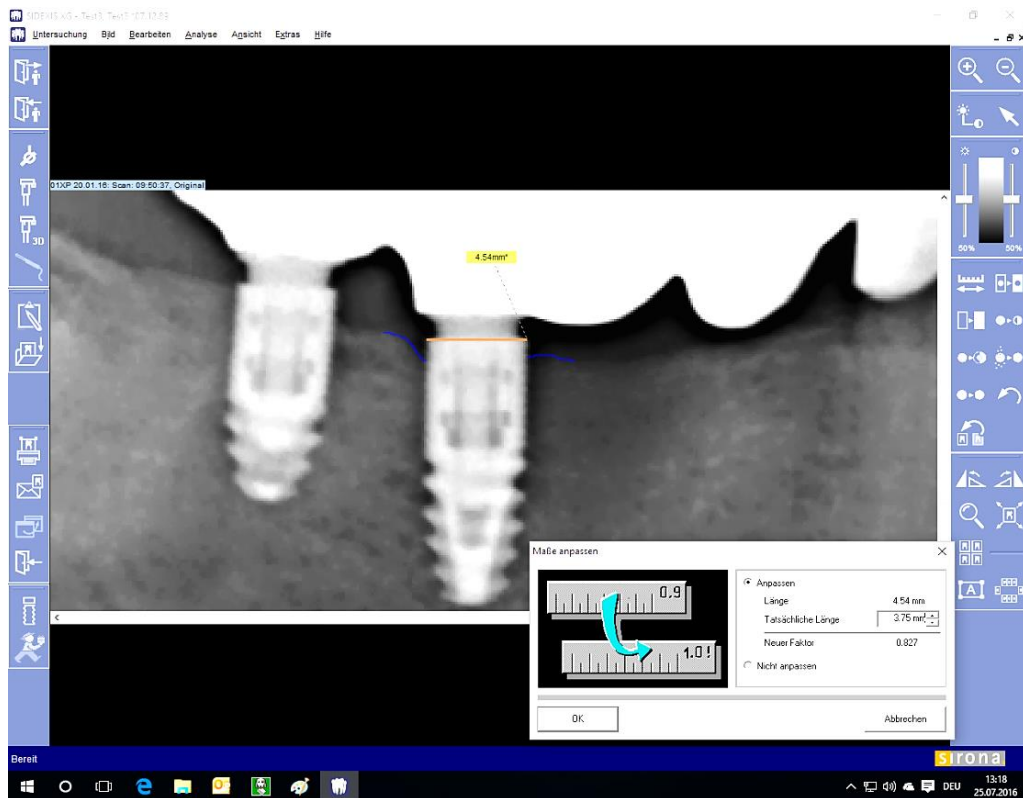


Abbildung 11: Darstellung der eingezeichneten Referenzlinie (orange) entsprechend der Implantatbreite und des Knochenniveaus (blau). Mit Hilfe der Kalibrierungsfunktion kann die gemessene Implantatbreite auf die tatsächliche Breite umgerechnet werden. (Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG)

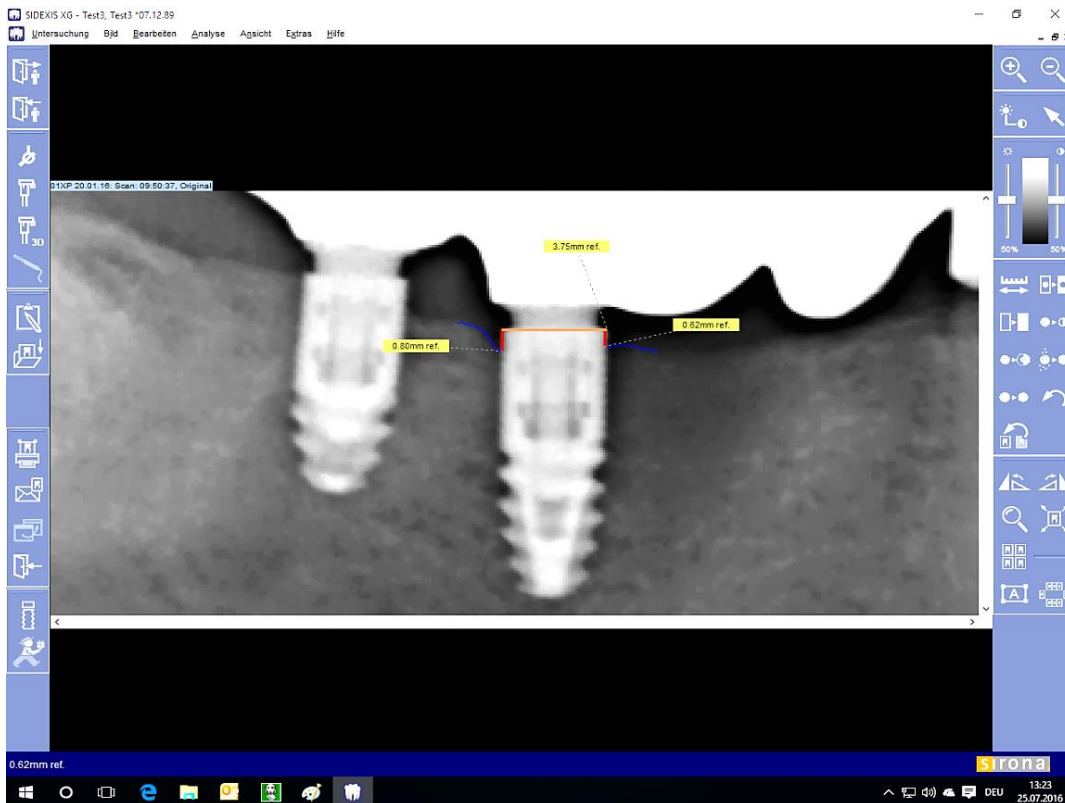


Abbildung 12: Darstellung der Referenzlinie in der tatsächlichen Breite, sowie der Messung des mesialen und distalen Knochenniveaus (rot) nach Kalibrierung. (Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG)

Insgesamt 38 Probanden der retrospektiven Studie wiesen mindestens einen Implantatbrückenfeiler auf. Zwei von diesen konnten aufgrund eines fehlenden Röntgenbildes bzw. des fehlenden Einverständnisses, ein Röntgenbild anzufertigen, nicht in die Auswertung miteinbezogen werden. Ebenso wurden zwei ICX-templant Implantate wegen zu großer Unschärfe und Verzerrung im Röntgenbild nicht berücksichtigt. Bei den noch verbliebenen 36 Patienten wurden insgesamt 96 Implantate ausgemessen, die sich wie folgt auf fünf Implantatsysteme verteilten (siehe Tabelle 9):

Tabelle 9: Aufteilung der Implantate auf die verschiedenen Implantatsysteme

Implantatsystem	Anzahl	Prozent
ICX-templant	69	71,9
ICX-templant plus	19	19,8
Templant medentis	3	3,1
Xive S	3	3,1
Xive S plus	2	2,1
Gesamt	96	100,0

Da der Anteil der Xive- und templant medentis-Implantate an der Gesamtimplantanzahl gering war, wurden diese aufgrund fehlender Aussagekraft nicht in die weitere Statistik aufgenommen.

Die nunmehr 88 ICX-templant und ICX-templant plus Implantate, die sich auf 32 Patienten verteilten, gliederten sich folgendermaßen auf:

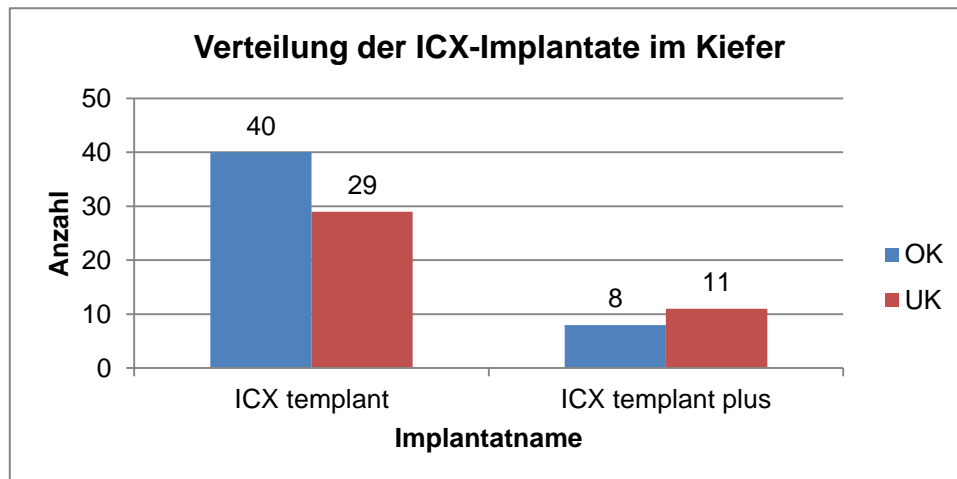


Abbildung 13: Verteilung der nachuntersuchten ICX Implantate im Kiefer

Wie Abbildung 13 anschaulich verdeutlicht, befanden sich 48 Implantate im Oberkiefer und 40 im Unterkiefer.

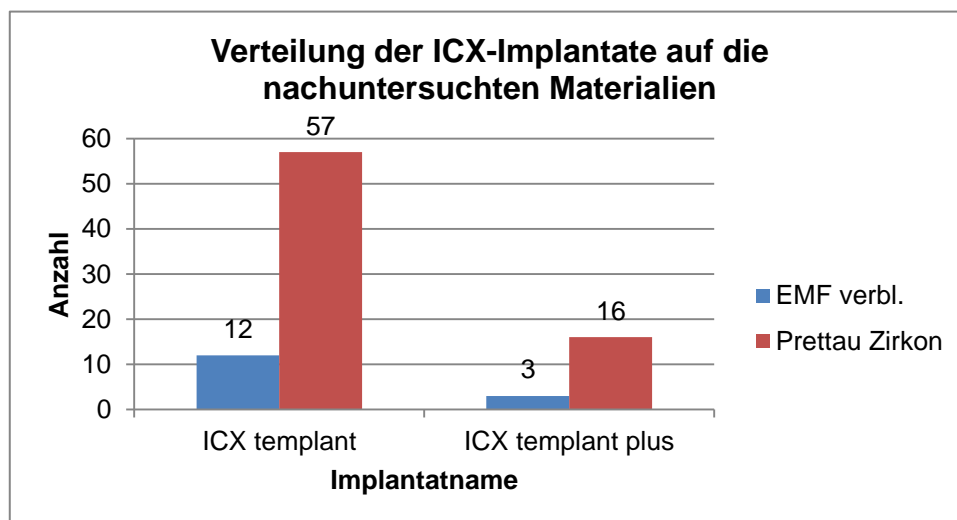


Abbildung 14: Verteilung der ICX Implantate auf die beiden nachuntersuchten Materialien

Bei Betrachtung der Verteilung in Bezug auf das Material der Suprakonstruktion (siehe Abbildung 14) wurde deutlich, dass über Dreiviertel der Implantate mit Prettau[®] Zirkon-Brücken versorgt wurden.

3.4 Vorgehen in der statistischen Auswertung

Die Auswertung der erfassten Daten erfolgte mit Hilfe der Statistiksoftware IBM SPSS Statistics 25 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Die grafische Darstellung von Tabellen, Balkendiagrammen und Boxplotdiagrammen wurde mit Microsoft Excel sowie IBM SPSS Statistics 25 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

Zu Beginn der statistischen Analyse wurden die erhobenen Daten mit Hilfe der Plausibilitätsprüfung auf mögliche Messfehler untersucht. Hierzu wurden die Daten mittels der deskriptiven Statistik, vor allem anhand von Minimum und Maximum, auf mögliche Tippfehler kontrolliert. Es wurde jede Brückenversorgung als statistisch unabhängige Einheit gewertet. Besaß also ein Proband mehr als eine Brückenrestauration aus Prettau® Zirkon oder einer verblendeten edelmetallfreien Legierung wurden diese ebenfalls als weitere Beobachtungen in der Statistik berücksichtigt. Konnten bei einem Studienteilnehmer Brücken beider Materialien nachgewiesen werden, wurde nur ein Material statistisch ausgewertet. Dabei wurde immer das am häufigsten vorgefundene Material im Patientenmund ausgewählt. Da die ermittelten Daten im gewünschten Messbereich lagen, erfolgte für alle zu untersuchenden Parameter eine deskriptive Analyse nach Häufigkeit, Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum sowie deren grafische Darstellung. Anschließend wurden mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests sowie durch optische Prüfung anhand von Histogrammen und Boxplots die Ergebnisse auf ihre Normalverteilung überprüft. Dabei wurden vereinzelt Ausreißer beobachtet, die in der weiteren Analyse berücksichtigt wurden, da es sich um korrekte Messwerte handelte und Messfehler ausgeschlossen werden konnten. Diese wurden in den Boxplotdiagrammen als Sternchen (*) bzw. Punkte gekennzeichnet. Konnte bei der Prüfung der Untersuchungsgruppen auf Normalverteilung sowohl optisch als auch durch den Shapiro-Wilk-Test keine Normalverteilung festgestellt werden, wurden zur Analyse non-parametrische Testverfahren ausgewählt: Zum Vergleich von zwei Gruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test bzw. bei mehr als zwei Gruppen der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. So wurde zur Klärung der Frage, ob sich bei verschiedenen Brückengliederanzahlen unterschiedliche Taschentiefen zeigten bzw. ob bei verschiedenen Implantatbreiten ein unterschiedlich starker vertikaler Knochenabbau stattfand, der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Zur Analyse aller weiteren nicht normalverteilten Datensätze wurde der Mann-Whitney-U-Test angewendet. Als

Signifikanzniveau wurde dabei $p \leq 0,05$ gewählt. Zur Prüfung des Zusammenhanges zwischen Implantatart und Knochenniveau wurde der Chi-Quadrat-Test durchgeführt. Dabei wurde die Stärke des Zusammenhanges mit dem Cramer V überprüft. Werte zwischen 0,1 – 0,3 entsprechen einem schwachen, zwischen 0,4 – 0,5 einem mittleren und Werte $> 0,5$ einem starken Zusammenhang [1]. So wurde bei der Frage, ob innerhalb der untersuchten Materialarten EMF-verblendet und Prettau® Zirkon unterschiedliche Taschentiefen bei den verschiedenen Anzahlen an Brückengliedern vorliegen, für beide Materialien getrennt die Taschentiefen zwischen den Brückengliederanzahlen mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests ermittelt. In den Post-hoc-Tests wurde mithilfe der Bonferroni-Korrektur das Signifikanzniveau auf $p < 0,0167$ ($0,05/3 = 0,0167$) korrigiert. Auch bei der Ermittlung, ob sich der mittlere vertikale Knochenabbau an den beiden nachuntersuchten Implantatsystemen zwischen den Implantatlängen $< 10,0$ mm, $10,0$ mm und $12,5$ mm unterscheidet, wurde das eben geschilderte Vorgehen gewählt. Zur Untersuchung, ob sich innerhalb der beiden untersuchten Materialien EMF-verblendet und Prettau® der periimplantäre Knochenabbau zwischen den Implantatsystemen ICX templant und ICX templant plus unterscheidet, wurde für jedes Material einzeln der Mann-Whitney-U-Test berechnet und ebenfalls die Bonferroni-Korrektur angewendet. Das Signifikanzniveau Post-hoc wurde dabei auf $p < 0,025$ ($0,5/2=0,025$) festgelegt. Dieses Analyseverfahren wurde auch zur Klärung der Frage, ob sich innerhalb der beiden Implantatsysteme ICX templant und ICX templant plus der mittlere Knochenabbau zwischen Ober- und Unterkiefer unterscheidet, gewählt. Ebenso auch zur Ermittlung der Frage, ob sich der Abrasionseffekt von Prettau® Zirkon an natürlichen bzw. EMF-verblendeten 1. Molaren und 2. Prämolaren unterschiedlich verhält, angewendet.

4 Ergebnisse

Die 115 nachuntersuchten Brückenkonstruktionen, die sich in 74 Prettau[®] Zirkon- und 41 verblendete EMF-Versorgungen untergliedern, wiesen zum Untersuchungszeitpunkt eine mittlere Tragedauer von $45,0 \pm 15,6$ Monaten auf. Dabei wurden, wie Abbildung 15 zeigt, die EMF-verblendeten Brücken im Mittel $61,7 \pm 9,8$ Monate getragen, die Prettau[®] Zirkon-Brücken $35,8 \pm 9,1$ Monate.

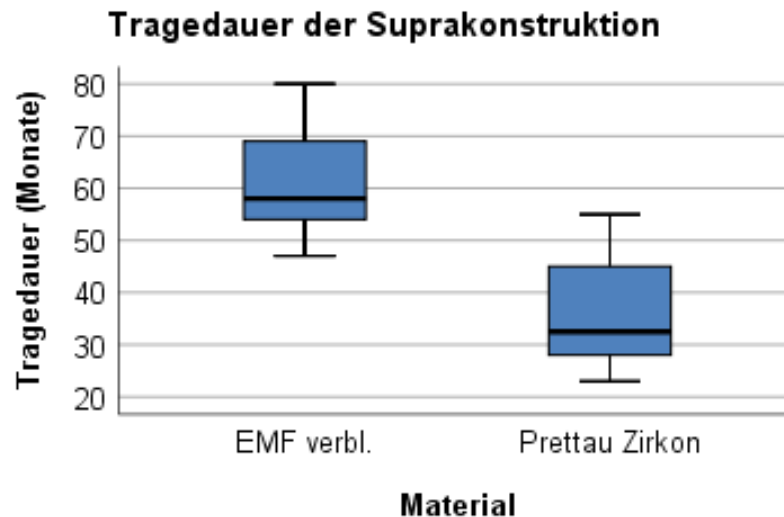


Abbildung 15: Boxplot zur Tragedauer der Suprakonstruktionen der beiden nachuntersuchten Materialien

4.1 Dentale und parodontale Parameter

In den nachfolgenden Kapiteln werden die ermittelten Ergebnisse der dentalen und parodontalen Untersuchungsparameter dargestellt.

4.1.1 Plaque-Index nach Silness und Loe

Bei der Beurteilung der Brückenpfeiler in Bezug auf die Plaqueanlagerung überwog mit 51,6 %, wie Abbildung 16 veranschaulicht, Plaque-Index Grad 1. Dies bedeutet, dass über die Hälfte aller Brückenpfeiler mit einem dünnen, zusammenwischbaren Biofilm am Zahnhals versehen waren. Von den insgesamt 289 Pfeilern konnten allerdings nur 279 in die Statistik aufgenommen werden, da an zehn Brückenpfeilern kein Wert auf dem Befundbogen eingetragen wurde.

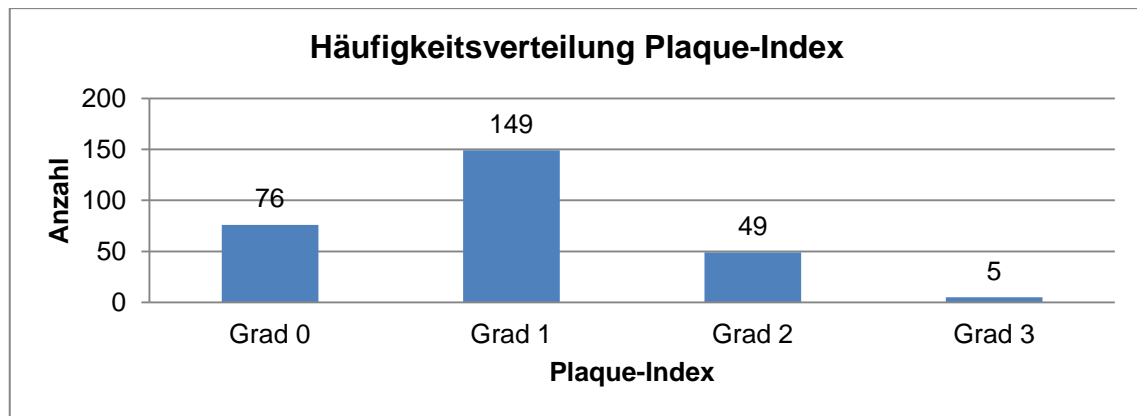


Abbildung 16: Verteilung des Plaque-Index auf die Brückenpfeiler insgesamt

Abbildung 17 zeigt den Vergleich der Plaqueakkumulation hinsichtlich ihrer Verteilung auf die beiden Materialien. Dabei wird deutlich, dass sowohl bei der verblendeten edelmetallfreien Legierung mit 62,5 % als auch bei Prettau® Zirkon mit 48,6 % Grad 1 und somit ein dünner, zusammenwischbarer Biofilm am Zahnhals überwog. Jedoch lagen bei Prettau® Zirkon deutlich häufiger plaquefreie Brückenpfeiler (Grad 0) mit 31,7 % im Vergleich zu 18,8 % bei EMF-verblendet vor. Plaque-Index Grad 2 (17,7 % zu 17,5 %) und Grad 3 (1,0 % zu 2,2 %) kamen prozentual annähernd gleichhäufig vor.

Trotz der etwas geringeren Plaqueanlagerung an Prettau® Zirkon-Brückenpfeilern ist der Unterschied zwischen den beiden nachuntersuchten Materialien hinsichtlich deren Plaqueakkumulation nicht signifikant ($z=-1,447$; $p=0,148$).

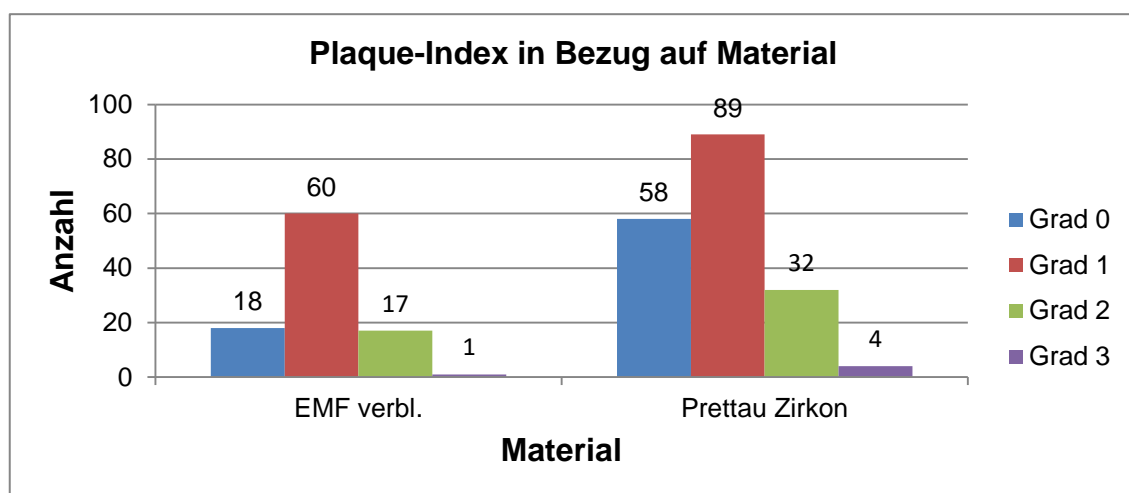


Abbildung 17: Häufigkeitsverteilung des Plaque-Index der Brückenpfeiler auf die beiden nachuntersuchten Materialien

4.1.2 Gingiva-Index nach Löe und Silness

Die Untersuchung der Gingiva an den Brückenpfeilern zeigte mit 46,0 % eine überwiegend klinisch gesunde Gingiva (Grad 0) sowie bei 44,3 % der Pfeiler leichte

Farb- und Oberflächenveränderungen (Grad 1). Gingiva-Index Grad 2 und 3 sind mit 9,3 % sowie 0,3 %, wie aus Abbildung 18 hervorgeht, verhältnismäßig gering.

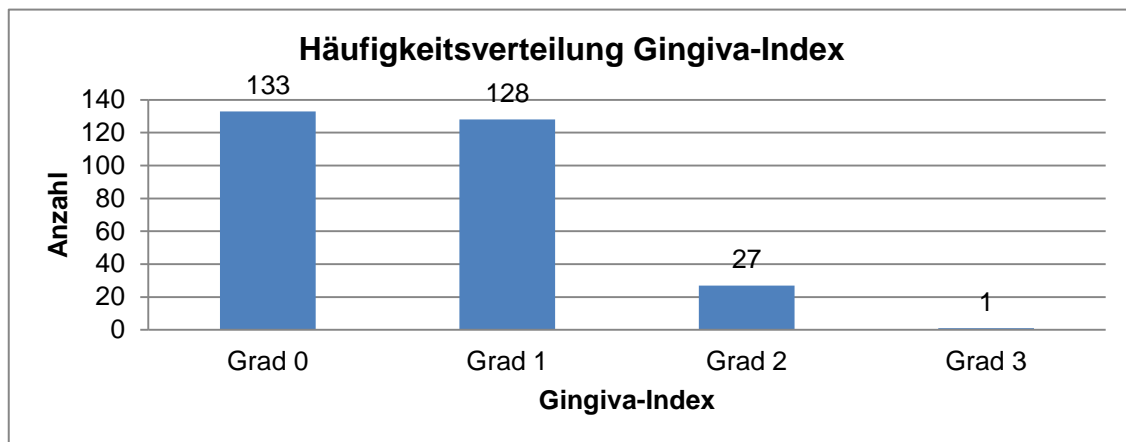


Abbildung 18: Verteilung des Gingiva-Index auf die Brückenpfeiler insgesamt

Stellt man, wie in Abbildung 19, die Verteilung des Gingiva-Index den beiden nachuntersuchten Materialien gegenüber, treten bei EMF-verblendet und Prettau® Zirkon die vier Grade prozentual annähernd gleich häufig auf. Während bei Prettau® Zirkon Grad 0 mit 47,2 % (vgl. EMF-verblendet: 43,8 %) überwog, trat bei verblendetem EMF Grad 1 mit 45,8 % (vgl. Prettau® Zirkon: 43,5 %) am häufigsten auf. Ein statistisch signifikanter Unterschied des Gingivazustandes zwischen den beiden nachuntersuchten Materialien konnte nicht ermittelt werden ($z=-0,571$; $p=0,565$).

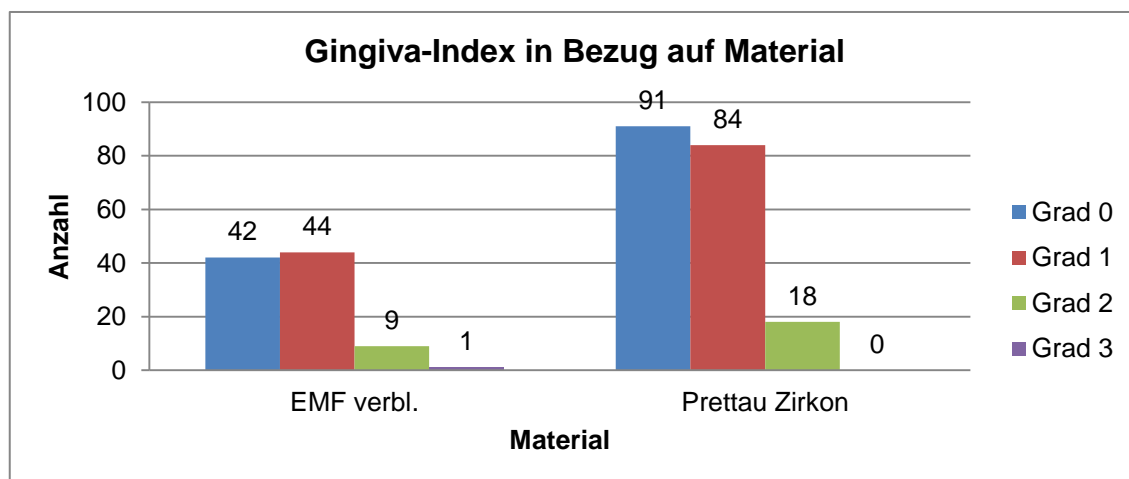


Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung des Gingiva-Index an den Brückenpfeilern auf die beiden nachuntersuchten Materialien

4.1.3 Randschluss

Knapp über die Hälfte (52,2 %) der 184 überprüften Restauration - natürlicher Pfeilerzahn - Übergänge wiesen zum Untersuchungszeitpunkt an weniger als 50 % des

Restaurationsumfanges (Grad 2) einen tastbaren Randspalt auf. An 44,6 % der natürlichen Brückenpfeiler konnte kein Randspalt (Grad 1) getastet werden, was Abbildung 20 nochmals verdeutlicht.

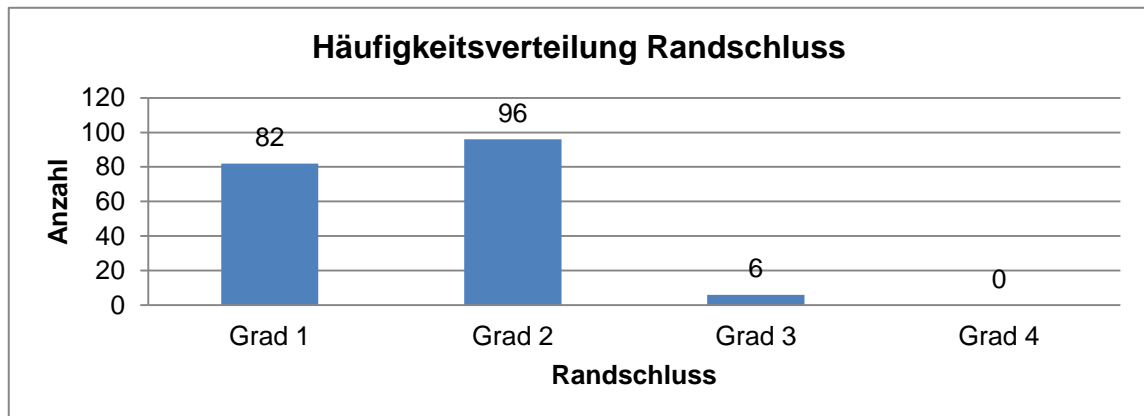


Abbildung 20: Randschlussverteilung auf die natürlichen Brückenpfeiler insgesamt

Abbildung 21 legt die Verteilung der Randschlussqualität am Übergang Restauration - natürlicher Zahn an den beiden nachuntersuchten Materialien anschaulich dar. Die Prettau® Zirkon-Brückenpfeiler zeigten an 49,1 % und somit annähernd der Hälfte der untersuchten Prettau® Brücken keinen tastbaren Randspalt (Grad 1), während bei Brückenpfeilern, die mit verblendetem EMF versorgt waren, Grad 2 mit 56,8 % überwog. Zum Untersuchungszeitpunkt konnte beim Vergleich der Randschlussqualität zwischen EMF-verblendeten- und Prettau® Zirkon-Pfeilern kein signifikanter Effekt ermittelt werden ($z=-1,686$; $p=0,092$).

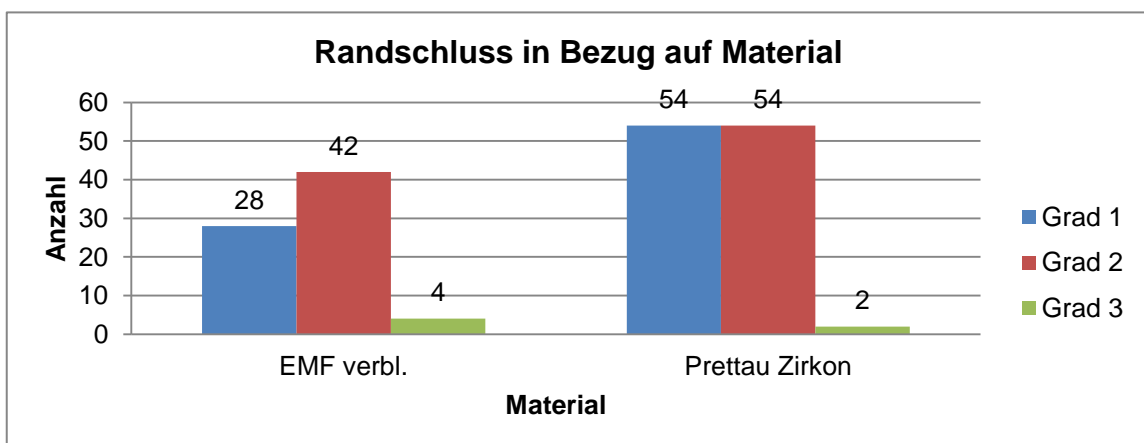


Abbildung 21: Verteilung des Randschlusses an natürlichen Brückenpfeilerzähnen in Bezug auf die beiden nachuntersuchten Materialien

4.1.4 Randverfärbung/Sekundärkaries

Die Inspektion der Randverfärbung mit Hilfe von Lupenbrille und Häkchensonde ergab zum Untersuchungszeitpunkt bei 84,2 % (n = 155) aller Pfeilerzähne einen klinisch optimalen Zustand und somit keine sichtbare Verfärbung zwischen Restauration und natürlichem Pfeilerzahn (Grad 1). Lediglich an drei Pfeilern (1,6 %) konnte Grad 4 ermittelt werden.

Die Verteilung auf die beiden Materialien EMF-verblendet und Prettau® Zirkon wird in Abbildung 22 dargestellt. 81,1 % bzw. 86,4 % zeigten keine Verfärbung zwischen Restauration und Zahn (Grad 1). Grad 2 – 4 lagen bei beiden Materialien prozentual annähernd gleich häufig vor. Die Untersuchung der natürlichen Brückenpfeiler in Bezug auf die Randverfärbung ergab zwischen beiden Materialien keinen signifikanten Unterschied ($z = -0,902$; $p = 0,367$).

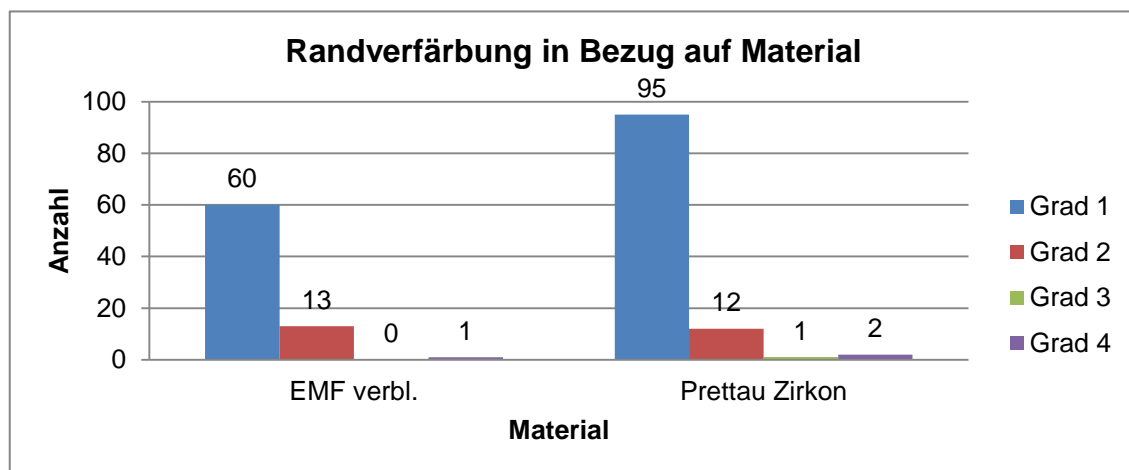


Abbildung 22: Verteilung der Randverfärbung an natürlichen Pfeilerzähnen auf die beiden nachuntersuchten Materialien

4.1.5 Chipping

Die Chippingrate, welche nur an verblendeten EMF-Versorgungen visuell mit Lupenbrille und Häkchensonde erhoben werden konnte, ergab an 40,1 % der Pfeiler bzw. Brückenglieder Grad 0, was klinisch intakten Suprakonstruktionen entspricht (siehe Abbildung 23). Chipping trat mit 27,5 % am häufigsten im okklusionstragenden Seitenzahn-Bereich (Grad 4) auf, während bei 17,6 % die „Abplatzung“ kaum sichtbar war (Grad 1).

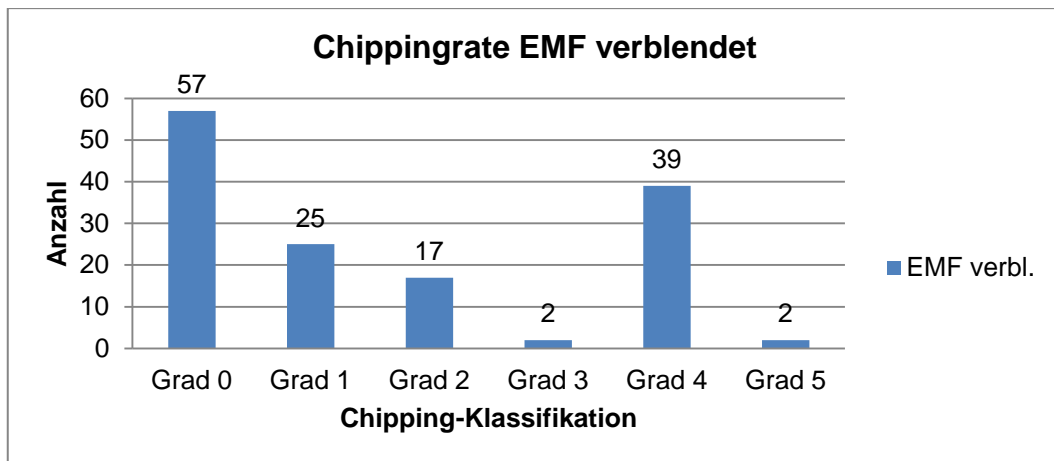


Abbildung 23: Verteilung der Chippingrate an verblendeten EMF-Versorgungen

4.1.6 Taschentiefe

Die Taschentiefe (TT), welche nur an natürlichen Pfeilerzähnen erhoben wurde, konnte an 35 verblendeten EMF- und 45 Prettau[®] Zirkon-Brücken gemessen werden. Die fehlenden Brücken waren entweder rein implantatgetragen oder der Patient wünschte keine Messung der Taschentiefe.

In Abbildung 24 werden die mittleren gemessenen Taschentiefen der 35 verblendeten EMF- und 45 Prettau[®] Zirkon-Brücken gegenübergestellt. Hier wird deutlich, dass die Taschentiefen an verblendeten edelmetallfreien Legierungsversorgungen (MW: 2,75; SD: 0,68; Min.: 1,75; Max.: 5,67) geringfügig größer waren als an Prettau[®] Zirkon-Versorgungen (MW: 2,53; SD: 0,42; Min.: 1,76; Max.: 3,33). Dennoch konnten an Brücken, welche mit keramikverblendetem EMF versorgt waren, keine signifikant höheren, aber tendenziell etwas größere Taschentiefen ermittelt werden als an solchen, die eine Suprakonstruktion aus Prettau[®] Zirkon enthielten ($z = -1,700$; $p = 0,089$).

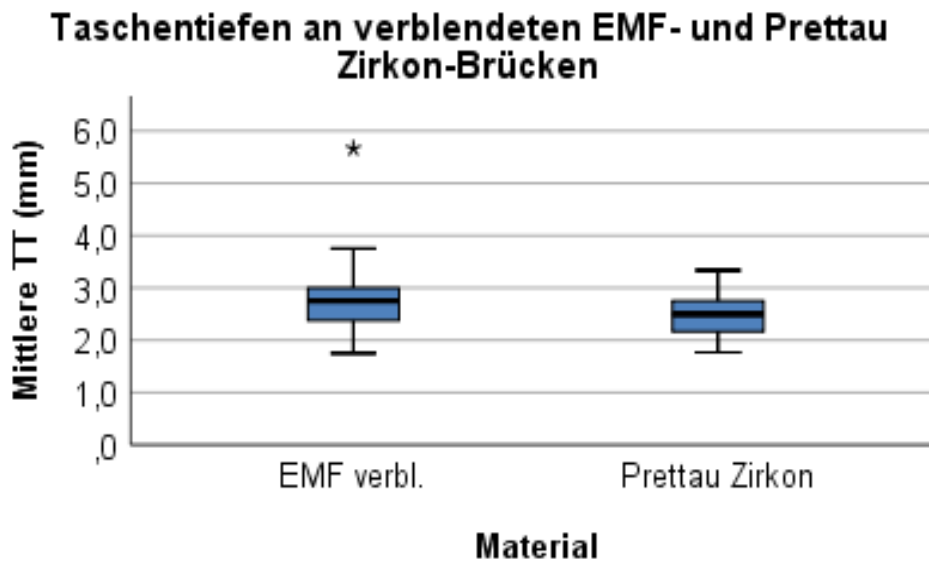


Abbildung 24: Boxplot zur vergleichenden Darstellung der mittleren Taschentiefen (TT) an EMF verblendeten und Prettau® Zirkon-Brücken

Zusätzlich wurde untersucht, ob sich die Anzahl der Brückenglieder unterschiedlich auf die Taschentiefen auswirken. Abbildung 25 stellt die Verteilung der mittleren TT auf die nachuntersuchten drei- bis fünfgliedrigen Brücken dar. Die Anzahl der Brückenglieder hat dabei keinen signifikanten Einfluss auf die Taschentiefe (Chi-Quadrat(2) = 3,141; $p = 0,208$).

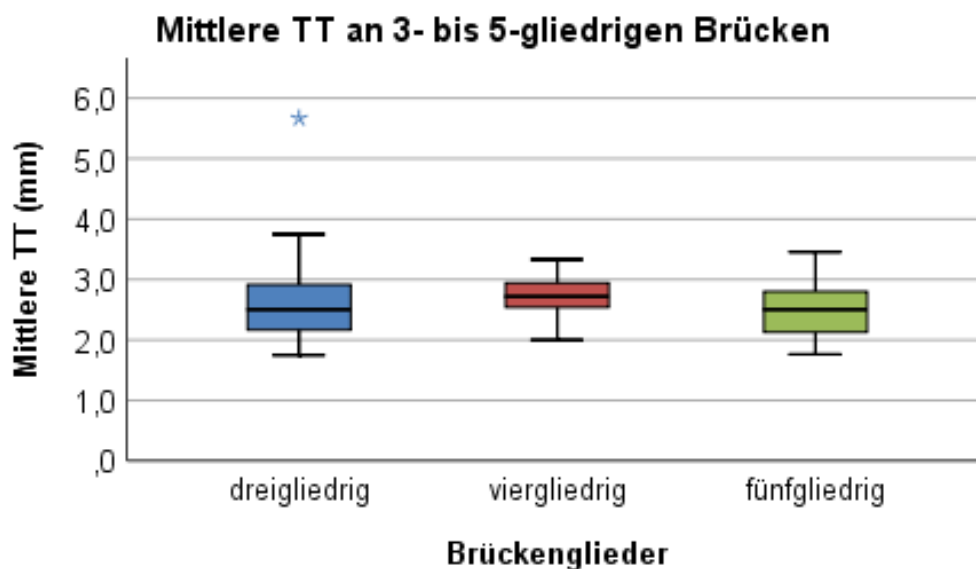


Abbildung 25: Darstellung der TT an den nachuntersuchten drei- bis fünfgliedrigen Brücken

In Tabelle 10 werden die mittleren Taschentiefen der nachuntersuchten drei- bis fünfgliedrigen verblendeten EMF- und Prettau® Zirkon-Brücken gegenübergestellt. Dabei sind die Taschentiefen an Prettau® Zirkon-Brückenpfeilern geringfügig kleiner als

an natürlichen Pfeilerzähnen, die mit einer verblendeten edelmetallfreien Legierung versorgt sind. Der Kruskal-Wallis-Test zeigte sowohl bei verblendetem EMF (Chi-Quadrat(2)=3,272; $p=0,195$) als auch bei Prettau[®] Zirkon (Chi-Quadrat(2) = 3,391; $p = 0,184$) keine signifikant unterschiedlichen Taschentiefen zwischen den verschiedenen Anzahlen an Brückenglieder.

Tabelle 10: Mittlere Taschentiefen an den nachuntersuchten drei- bis fünfgliedrigen Prettau[®] Zirkon- und verblendeten EMF-Brücken

Anzahl der Brückenglieder	Material			
	EMF verbl.		Prettau [®] Zirkon	
	MW	SD	MW	SD
dreigliedrig	2,70	0,78	2,49	0,43
viergliedrig	2,79	0,21	2,71	0,43
fünfgliedrig	2,91	0,54	2,42	0,38

4.1.7 Bleeding on Probing (BoP)

Die Sondierungsblutung (BoP) wurde ebenso wie die Taschentiefe nur an natürlichen Pfeilerzähnen gemessen und anschließend der Prozentwert je Brückenversorgung ermittelt. Dabei zeigten die 35 EMF-verblendeten Versorgungen eine mittlere Blutungsaktivität von 24,52 % (SD: 16,48; Min.: 0,00; Max.: 66,66), während die 45 Prettau[®] Zirkonrestorationen eine Sondierungsblutung von 22,84 % (SD: 18,4; Min.: 0,00; Max.: 83,33) aufwiesen. Hinsichtlich des BoP konnte zwischen verblendetem EMF und Prettau[®] Zirkon kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($z = -0,659$; $p = 0,510$).

4.2 Abrasionseffekte von Prettau[®] Zirkon auf die Antagonisten

Die Ermittlung des Abrasionseffektes von Prettau[®] Zirkon, welche an elf natürlichen Zähnen und zwölf keramikverblendeten edelmetallfreien Legierungsversorgungen durchgeführt wurde, ergab für beide „Gegenkiefermaterialien“ zusammen eine mittlere Abrasion von 68,78 μm (Median: 55,0; SD: 56,654; Min.: 1; Max.: 220). Vergleicht man die Abrasivität von Prettau[®] Zirkon an natürlicher Zahnhartsubstanz und EMF-verblendet, wie in Tabelle 11 und Abbildung 26, wird deutlich, dass der natürliche

Zahn mit 71,64 μm mehr Abrieb erfuhr als die verblendete edelmetallfreie Legierung mit 66,17 μm .

Tabelle 11: Gegenüberstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon am natürlichen Zahn und verblendeten EMF

		Mittelwert	Median	Minimum	Maximum	Standardabweichung (SD)
Mittlere Abrasion μm	EMF verbl.	66,17	59,0	17	152	48,06
	Natürlicher Zahn	71,64	52,0	1	220	67,11

Es konnte an natürlicher Zahnhartsubstanz keine signifikant höhere Abrasion durch Prettau® Zirkon festgestellt werden als an EMF-verblendeten Kronen ($U = 62,500$; $p = 0,833$).

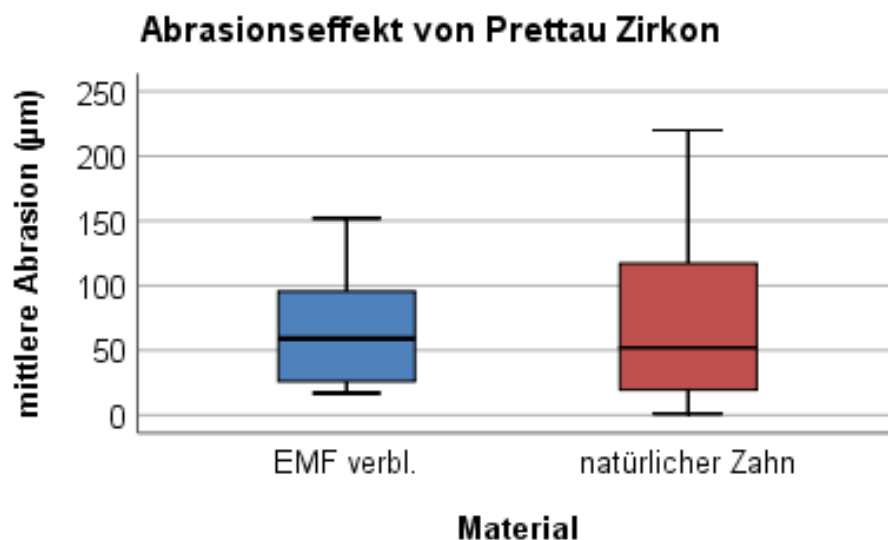


Abbildung 26: Boxplotdarstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz und verblendetem EMF

Die insgesamt 23 nachuntersuchten Gegenkieferzähne, bei denen es sich um vierzehn 1. Molaren und neun 2. Prämolaren handelte, wiesen an 1. Molaren, wie Abbildung 27 darstellt, deutlich höhere mittlere Abrasionseffekte auf als an 2. Prämolaren. Im Mittel wurden 1. Molaren um 85,71 μm (Median: 68,0; SD: 58,12; Min.: 20; Max.: 220), 2. Prämolaren um 42,44 μm (Median: 20,0; SD: 45,35; Min.: 1; Max.: 122) durch Prettau® Zirkon in ihrer Höhe reduziert. Insgesamt zeigte Prettau® Zirkon an 1. Molaren eine signifikant höhere Abrasivität als an 2. Prämolaren ($U = 28,000$; $p = 0,028$).

Abrasionseffekt von Prettau Zirkon an 1. Molaren und 2. Prämolaren

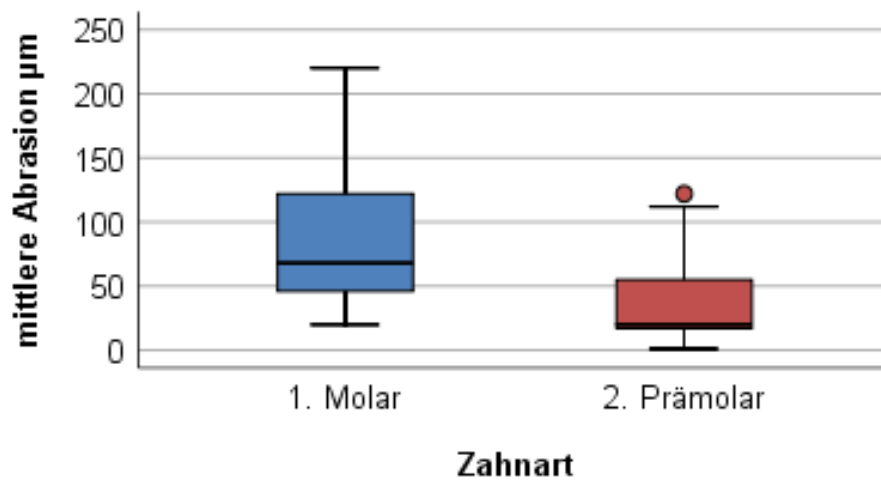


Abbildung 27: Boxplot zur Darstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon an 1. Molaren und 2. Prämolaren

Zusätzlich wurde, wie Abbildung 28 veranschaulicht, der Abrasionseffekt von Prettau® Zirkon an natürlichen sowie EMF-verblendeten 1. Molaren und 2. Prämolaren gegenübergestellt. Dabei konnte hinsichtlich der Abrasivität sowohl an 1. Molaren ($U = 23.000$; $p = 0,95$) als auch an 2. Prämolaren ($U = 9.000$; $p = 0,905$) kein signifikanter Unterschied zwischen natürlichen und EMF-verblendeten Gegenkieferzähnen ermittelt werden.

Mittlerer Abrasionseffekt an natürlichen und EMF verblendeten 1. Molaren und 2. Prämolaren

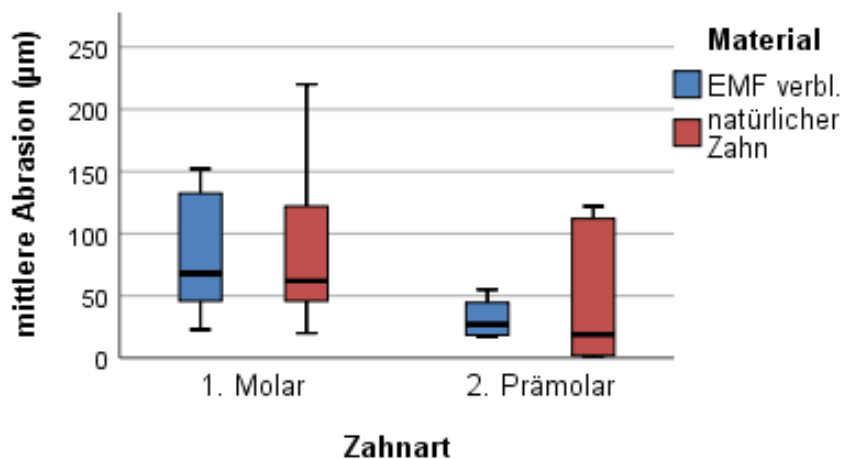


Abbildung 28: Gegenüberstellung des mittleren Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon an natürlichen sowie EMF verblendeten 1. Molaren und 2. Prämolaren

Abbildung 29 zeigt die mittlere Abrasion von Oberkiefer- und Unterkiefer-Gegenkieferzähnen durch Prettau® Zirkon im Vergleich. Es wird ersichtlich, dass im

Unterkiefer im Mittel eine höhere Abrasion stattfand als im Oberkiefer. Dennoch konnte zwischen den beiden Kiefern kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Abrasionseffektes durch Prettau® Zirkon ermittelt werden ($U = 43,500$; $p = 0,224$).

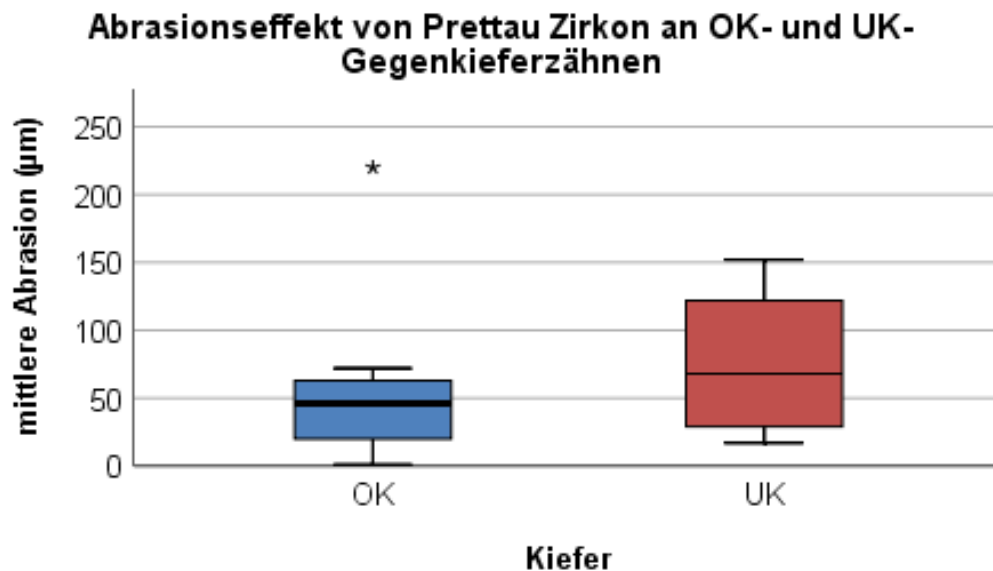


Abbildung 29: Gegenüberstellung des Abrasionseffektes von Prettau® Zirkon an OK und UK Prämolaren und Molaren

Abbildung 30 und Abbildung 31 stellen nochmals gematchte Zähne bzw. Kronen da, welche die Schwierigkeiten einer eindeutigen Überlagerung nochmals verdeutlichen.

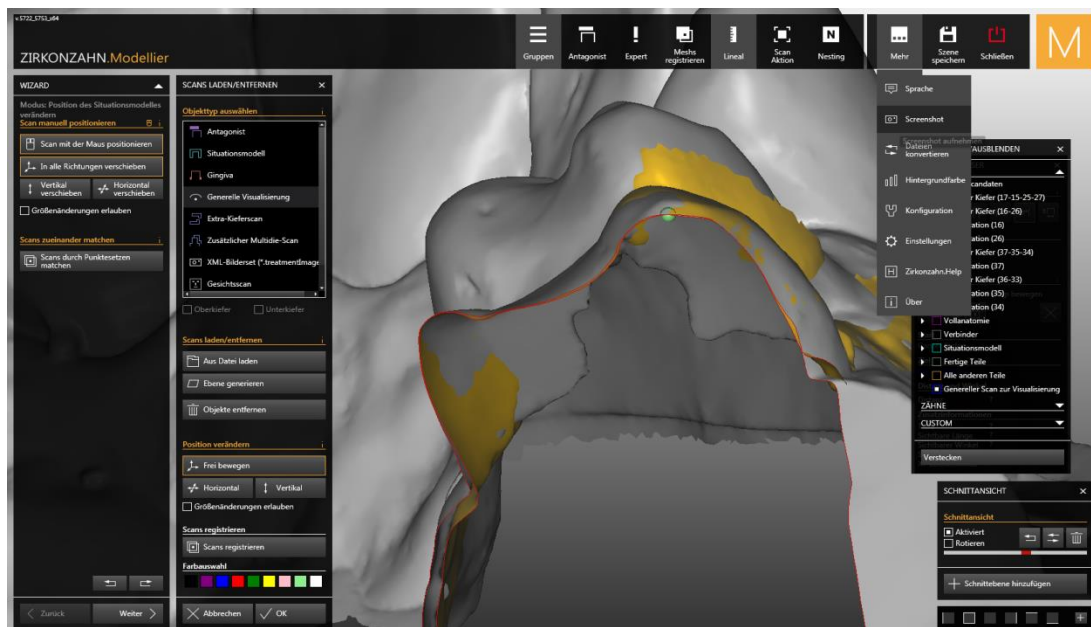


Abbildung 30: Schnittansicht eines „gematchten“ Zahnes ohne Überlagerungsschwierigkeiten (Screenshot von der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“)

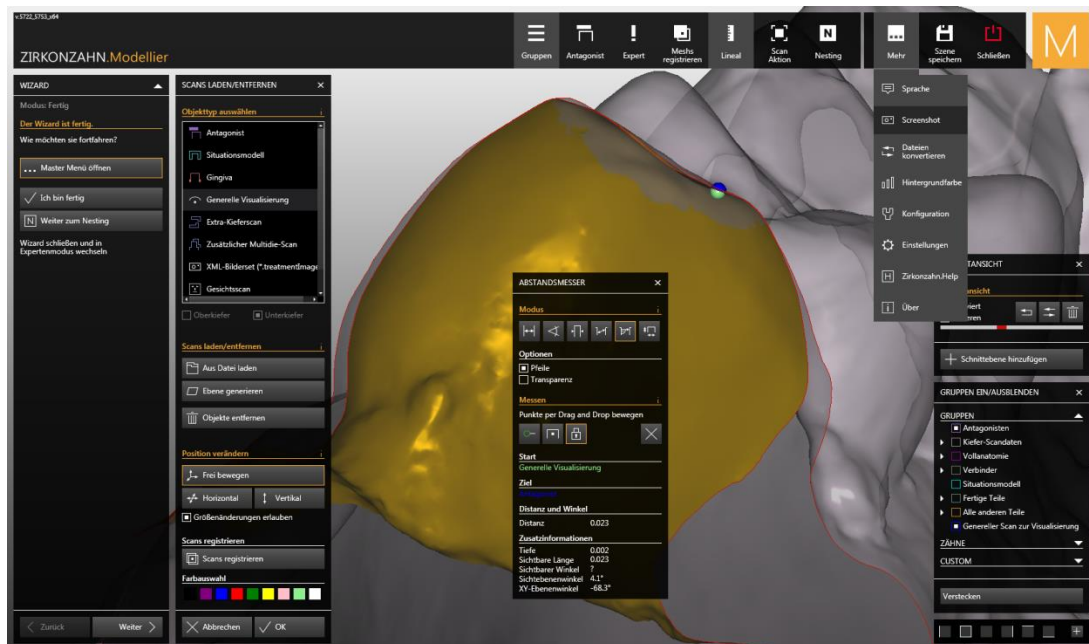


Abbildung 31: Schnittdansicht eines „gematchten“ Zahnes mit erheblichen Überlagerungsproblemen (Screenshot von der Zirkonzahnsoftware „ZIRKONZAHN.Modellier“)

4.3 Röntgenologische Auswertung des Knochenniveaus an ICX-templant- und ICX-templant plus Implantaten

Die Nachuntersuchung der insgesamt 88 Implantatbrückenpfeiler, deren Knochenniveau post-OP mit dem zum Nachuntersuchungszeitpunkt verglichen wurde, ergab, wie Abbildung 32 zeigt, folgende Knochenniveauveränderungen:

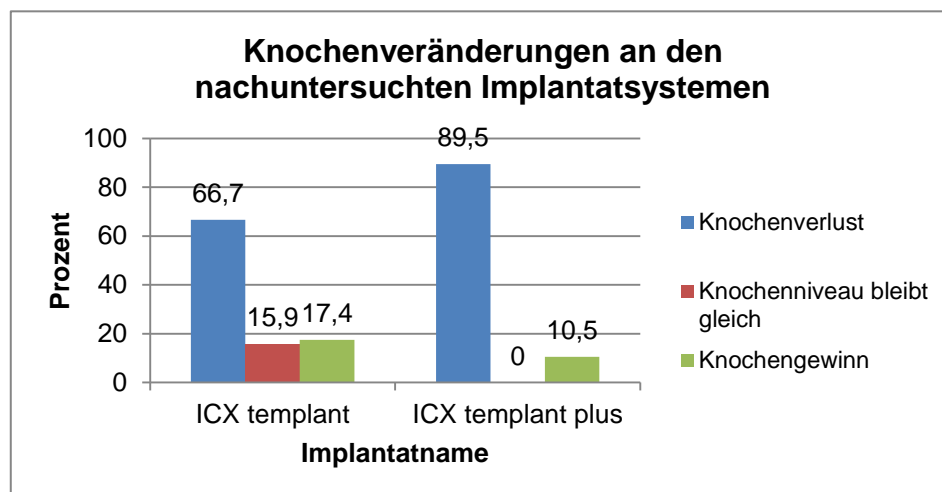


Abbildung 32: Knochenniveauveränderung der ICX-templant und ICX-templant plus Implantate vom Insertionszeitpunkt bis zum Nachuntersuchungstermin

Dabei wurde an 89,5 % (n = 17) der ICX-templant plus ein Knochenverlust festgestellt, während dies bei den ICX-templant Implantaten, die durchschnittlich $43,4 \pm 13,80$ Monate inseriert waren, lediglich bei 66,7 % (n = 46) der Fall war. Es konnte an 17,4 %

(n = 12) der ICX-templant ein Knochenzugewinn verzeichnet werden. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen Implantatart und Knochenniveau konnte aber nicht ermittelt werden (Chi-Quadrat(2) = 4,553; p = 0,103). So ist auch die Stärke des Zusammenhangs eher schwach (Cramers V = 0,227; p = 0,103). Insgesamt zeigten die ICX-templant Implantate einen mittleren Knochenverlust von -0,34 mm, die ICX-templant plus, deren mittlere Tragedauer $46,8 \pm 15,88$ Monate betrug, im Mittel -1,07 mm. Der Knochenabbau mesial der Implantate betrug durchschnittlich -0,38 mm (ICX-templant) bzw. -1,07 mm (ICX-templant plus). Auch distal konnte an den ICX-templant plus Implantaten (MW: -1,06 mm) ein größerer Knochenabbau gemessen werden als an den ICX-templant Implantaten (MW: -0,29 mm). Abbildung 33 und Tabelle 12 stellen die eben geschilderten Ergebnisse nochmals zusammenfassend dar.

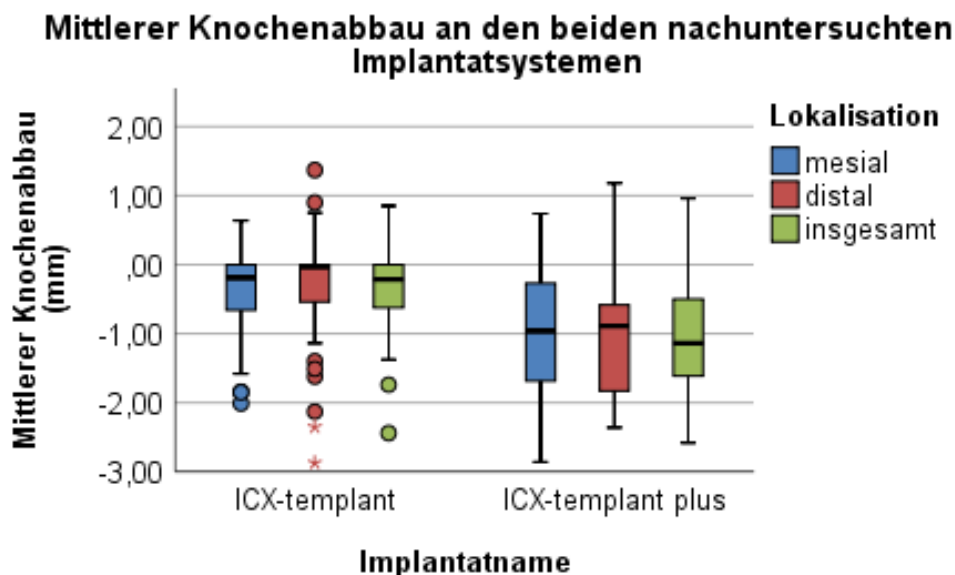


Abbildung 33: Gegenüberstellung der mesialen, distalen sowie insgesamt mittleren Knochenniveauänderung an ICX-templant und ICX-templant plus Implantaten

Es wird deutlich, dass der Knochenabbau an den 19 ICX-templant plus Implantaten signifikant höher ist, verglichen mit den 69 nachuntersuchten ICX-templant. Dies trifft sowohl für das mesiale ($z = -3,399$; $p = 0,001$) und distale ($z = -3,459$; $p = 0,001$) Knochenniveau als auch für den vertikalen Gesamtknochenverlust ($z = -3,954$; $p = 0,000$) je Implantat zu.

Tabelle 12: Gegenüberstellende Darstellung der Knocheniveauveränderung an ICX-templant und ICX-templant plus Implantate

Knochenabbau		MW	Median	SD	Minimum	Maximum
ICX-templant	insgesamt	-0,34	-0,22	0,53	0,85	-2,44
	mesial	-0,38	-0,19	0,55	0,64	-2,01
	distal	-0,29	-0,03	0,70	1,37	-2,87
ICX-templant plus	insgesamt	-1,07	-1,14	0,83	0,96	-2,58
	mesial	-1,07	-0,96	0,95	0,74	-2,86
	distal	-1,06	-0,89	0,93	1,18	-2,36

Untersucht man den Einfluss des Restaurationswerkstoffes auf den Knochenabbau an Implantaten, so konnte hierbei kein signifikanter Effekt ermittelt werden ($z = -1,538$; $p = 0,124$). Der Knochenverlust an Implantaten, welche mit verblendetem EMF versorgt waren, lag bei $-0,71$ mm (Median: $-0,76$; SD: $0,77$; Min.: $0,72$; Max.: $-2,58$). Implantate mit Prettau[®] Zirkon-Versorgung wiesen einen Abbau von $-0,45$ mm (Median: $-0,28$; SD: $0,65$; Min.: $0,96$; Max.: $-2,44$) auf. Tabelle 13 und Abbildung 34 geben die mittleren Knocheniveauänderungen an den beiden nachuntersuchten Implantatsystemen in Abhängigkeit vom Restaurationsmaterial wieder. Bei der verblendeten edelmetallfreien Legierung war der Knochenabbau an ICX-templant Implantaten signifikant geringer als an ICX-templant plus Implantaten ($U = 2,000$; $p = 0,018$). Auch bei Prettau[®] Zirkon zeigten die ICX-templant Implantate einen signifikant geringeren Knochenverlust als die ICX-templant plus Implantate ($z = -3,338$; $p = 0,001$).

Tabelle 13: Zusammenhängende Darstellung des mittleren Knochenabbaus an beiden Implantatsystemen mit dem Restaurationsmaterial

Material	Implantatname	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung
EMF verbl.	ICX-templant	12	-0,45	0,54
	ICX-templant plus	3	-1,72	0,79
Prettau Zirkon	ICX-templant	57	-0,31	0,53
	ICX-templant plus	16	-0,94	0,80

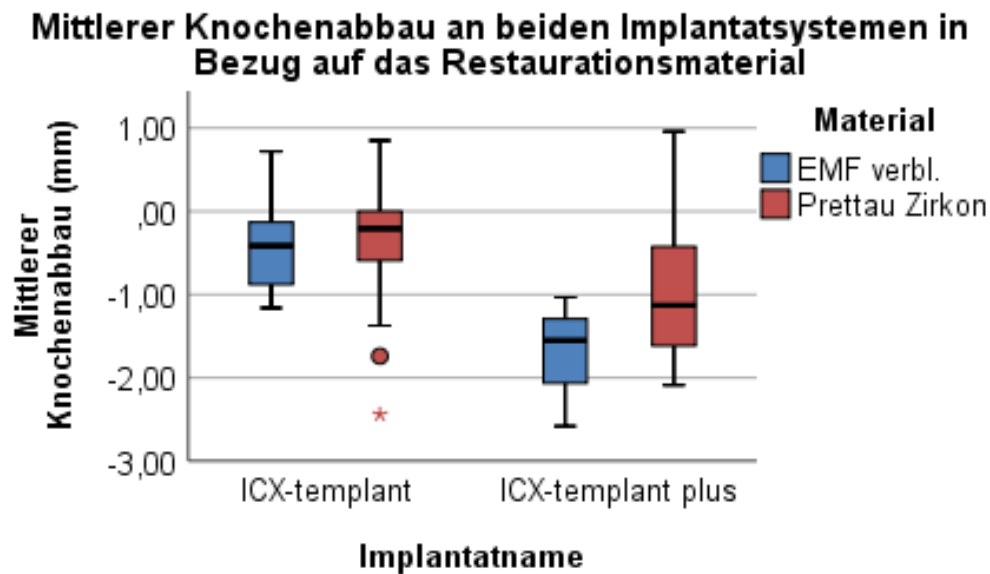


Abbildung 34: Boxplot zur Darstellung der mittleren Knocheniveauänderung an den beiden nachuntersuchten Implantatsystemen im Hinblick auf das Restaurationsmaterial

Zusätzlich wurde die Knocheniveauänderung an Implantaten in Ober- und Unterkiefer miteinander verglichen. Dabei betrug der mittlere Knochenabbau an Oberkieferimplantaten -0,63 mm (Median: -0,46; SD: 0,698). Im Unterkiefer lag dieser im Mittel bei -0,33 mm (Median: -0,21; SD: 0,62). Der Knochenverlust ist an den 48 Oberkieferimplantaten signifikant höher als an den 40 Unterkieferimplantaten ($z = -1,992$; $p = 0,046$). In Tabelle 14 werden die durchschnittlichen Knochenabbauwerte in Ober- und Unterkiefer an ICX-templant und ICX-templant plus Implantate gegenübergestellt.

Tabelle 14: Verteilung und mittlerer Knochenverlust der beiden nachuntersuchten Implantatsysteme auf die Kiefer

Implantatname	Kiefer	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung
ICX templant	OK	40	-0,47	0,59
	UK	29	-0,15	0,39
ICX templant plus	OK	8	-1,40	0,74
	UK	11	-0,82	0,84

Bei den ICX-templant Implantaten zeigte sich ein signifikant höherer vertikaler Knochenverlust im Oberkiefer im Vergleich zum Unterkiefer ($z = -2,455$; $p = 0,014$). Bei den ICX-templant plus konnte in Bezug auf die Lage im Kiefer kein signifikanter

Unterschied hinsichtlich des Knochenabbaues ermittelt werden ($U = 30,000$; $p = 0,272$). Dies verdeutlicht auch Abbildung 35 nochmals.

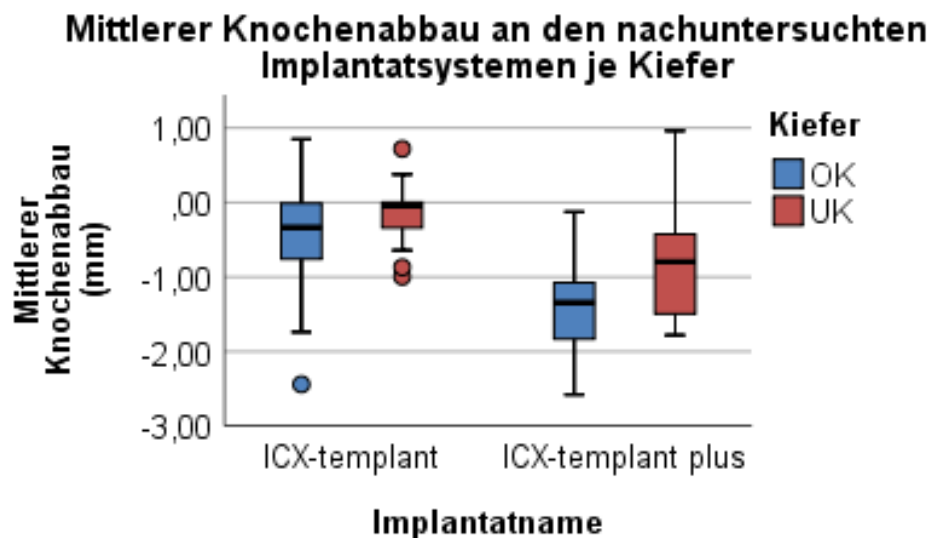


Abbildung 35: Gegenüberstellung des mittleren Knochenabbaus an ICX-templant und ICX-templant plus Implantaten in Ober- und Unterkiefer

Da die ICX-templant Implantate in drei unterschiedlichen Breiten (3,75 mm, 4,10 mm, 4,80 mm) angeboten werden, wurde darüber hinaus der Einfluss der Implantatbreite auf das Knochenniveau untersucht. Tabelle 15 veranschaulicht die Knochenniveauveränderung der ICX-templant Implantate unterschiedlicher Breite. Dabei wird deutlich, dass die 4,10 mm breiten Implantate im Mittel den geringsten Knochenverlust aufweisen. Dennoch konnte durch den Kruskal-Wallis-Test zwischen den drei verschiedenen Implantatbreiten kein Unterschied in Bezug auf den vertikalen Knochenabbau an den ICX-templant Implantaten ermittelt werden ($\text{Chi-Quadrat}(2) = 5,448$; $p = 0,066$).

Tabelle 15: Knochenniveauänderung der ICX-templant Implantate unterschiedlicher Breite

Implantatbreite	Anzahl	Mittelwert	Median	SD	Minimum	Maximum
3,75	51	-0,41	-0,28	0,544	-2,44	0,72
4,10	12	-0,07	0,00	0,512	-1,18	0,85
4,80	6	-0,21	-0,15	0,299	-0,64	0,13

Abbildung 36 stellt die eben geschilderten Knochenniveauänderungen an den ICX-templant Implantaten unterschiedlicher Breite nochmals im Vergleich dar.

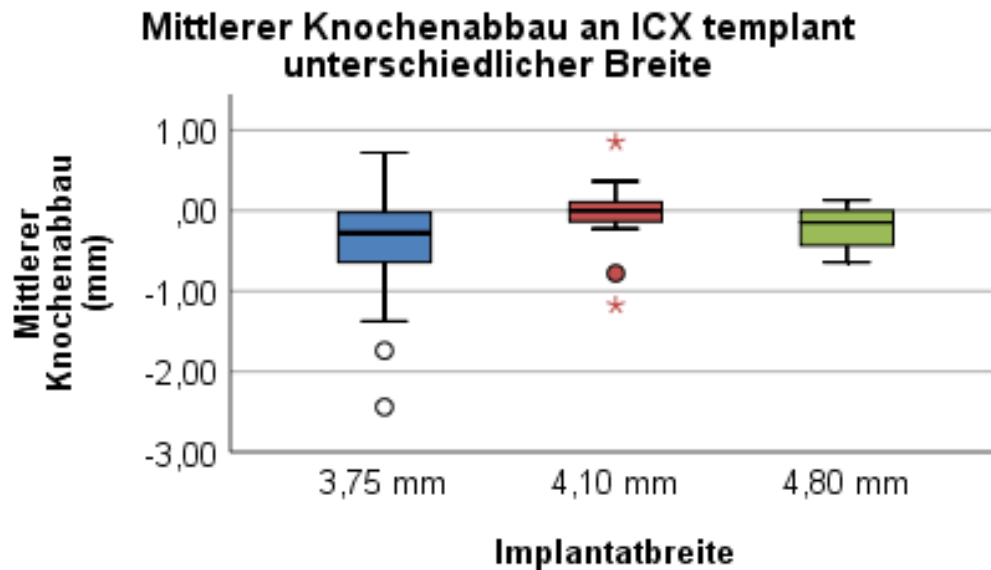


Abbildung 36: Boxplotdarstellung des mittleren Knochenverlustes an ICX-templant Implantaten unterschiedlicher Breite

Ebenso wurde die Auswirkung der Implantatlänge auf das vertikale Knochenniveau der beiden Implantatsysteme geprüft. Wie aus Tabelle 2 und Tabelle 3 hervorgeht, liegen die ICX-templant und ICX-templant plus Implantate in verschiedenen Längen vor. Da sowohl für die 6,5 mm als auch für die 8,00 mm Implantatlänge jeweils nur drei Fälle nachuntersucht wurden, wurden diese als neue Gruppe < 10,0 mm Implantatlänge definiert. Dabei betrug der mittlere Knochenverlust an den < 10,0 mm Implantaten -0,33 mm (Median: -0,17; SD: 1,01; Min.: -1,73; Max.: 0,96), an den 10 mm langen Implantaten -0,65 mm (Median: -0,50; SD: 0,72; Min.: -2,58; Max.: 0,85), während die mit 12,5 mm Implantatlänge -0,30 mm (Median: -0,18; SD: 0,49; Min.: -1,38; Max.: 0,72) vertikalen Knochenabbau zeigten. Indes stellt sich die Verteilung der unterschiedlichen Implantatlängen auf die beiden nachuntersuchten Systeme wie folgt dar (Abbildung 37):

Mittlerer Knochenabbau an beiden Implantatsystemen in Bezug auf Implantatlänge

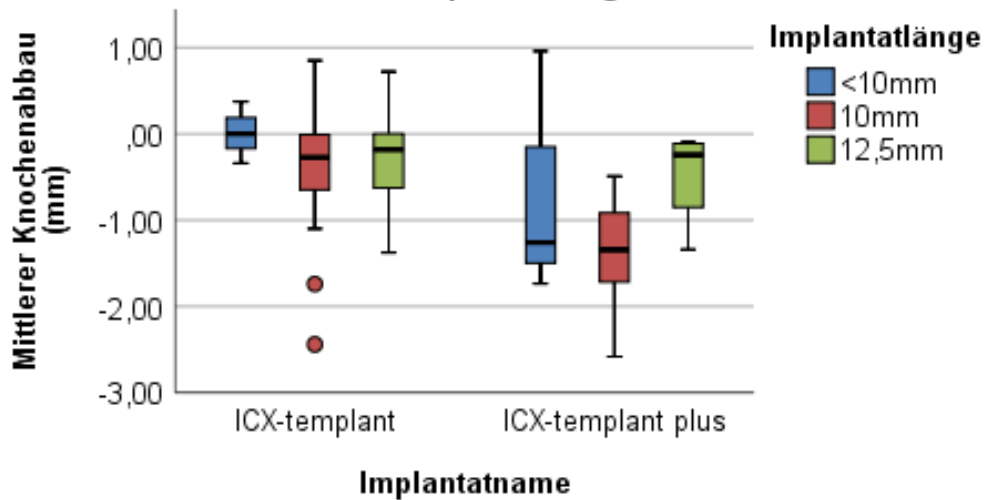


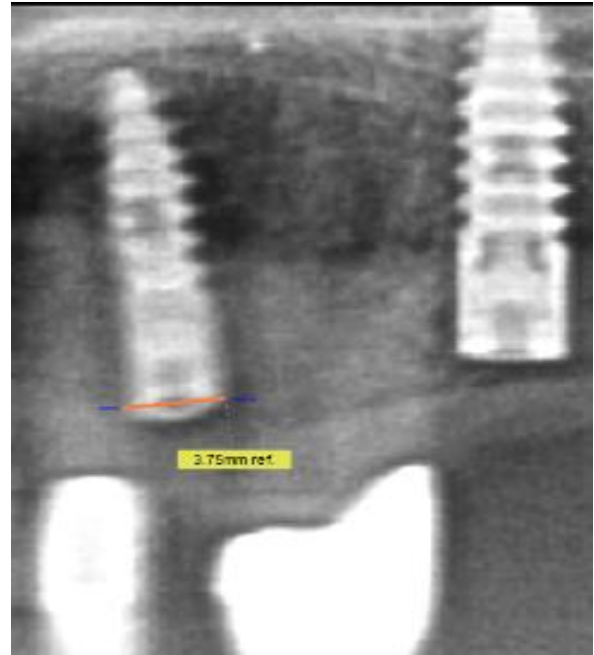
Abbildung 37: Gegenüberstellung des mittleren vertikalen Knochenverlusts an den beiden nachuntersuchten Implantatsystemen in Bezug auf die Implantatlänge

Sowohl innerhalb der ICX-templant Implantate ($\text{Chi-Quadrat}(2) = 2,501$; $p = 0,286$) als auch innerhalb der ICX-templant plus Implantate ($\text{Chi-Quadrat}(2) = 4,053$; $p = 0,132$) zeigte sich kein signifikant unterschiedlicher mittlerer vertikaler Knochenverlust zwischen den drei unterschiedlichen Implantatlängen.

Abbildung 38 und Abbildung 39 veranschaulichen nochmals die Bestimmung der Referenzlinien für die beiden nachuntersuchten Implantatsysteme sowie mögliche Schwierigkeiten bei der Beurteilung der Referenzpunkte, welche Messungenauigkeiten hervorrufen können.

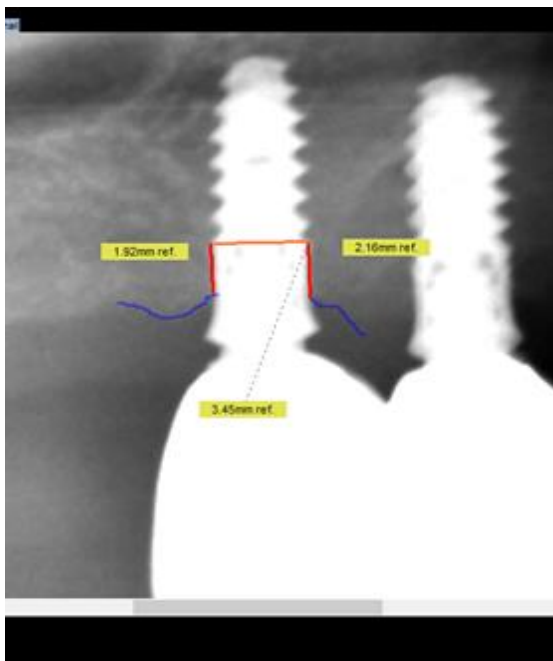


a) Eindeutige Darstellung der Referenzlinien

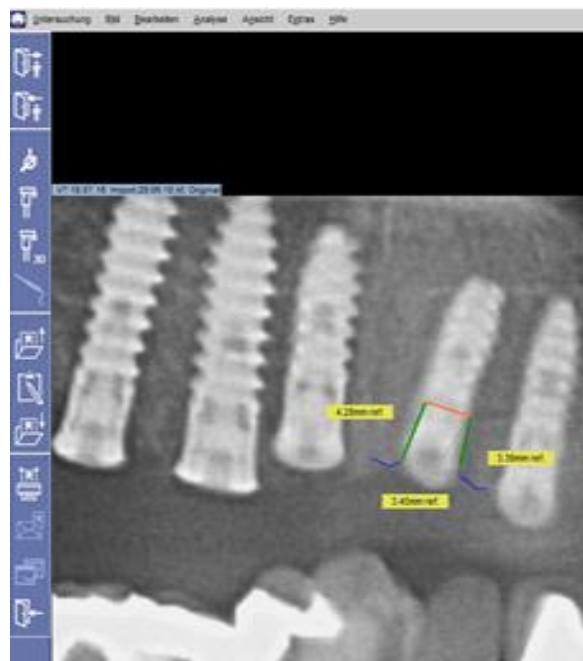


b) Unklare Darstellung der Referenzlinien aufgrund einer verschwommenen Röntgenaufnahme

Abbildung 38: Vergleichende Darstellung gut ersichtlicher und unklar definierter Referenzlinien beim ICX templant (Ausschnitte aus Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG)



a) Eindeutige Darstellung der Referenzlinie



b) Unklare Darstellung der Referenzlinie aufgrund einer verschwommenen Röntgenaufnahme

Abbildung 39: Vergleichende Darstellung gut ersichtlicher und unklar definierter Referenzlinien beim ICX templant plus (Ausschnitte aus Screenshot mit eigener Darstellung aus Röntgensoftware SIDEXIS XG)

5 Diskussion

Wie bereits in der Einleitung geschildert, kam den Metallkeramikrestaurationen in der Zahnmedizin in den letzten Jahrzehnten ein Alleinstellungsmerkmal zu und wurde als das am besten geeignete Material bei Kronen- und Brückenversorgungen angesehen [71]. Doch der zunehmende Anspruch der Patienten an ästhetisch und biologisch noch hochwertigere Versorgungen führte schließlich zur Etablierung von Vollkeramikronen und in jüngster Zeit auch von monolithischen Zirkoniumdioxidversorgungen. Deshalb war es das Ziel der vorliegenden Arbeit, monolithische Zirkoniumdioxidbrücken Metallkeramikbrücken gegenüberzustellen und zu überprüfen, ob diese bereits das Potenzial zu einem neuen zahnmedizinischen Standard besitzen. Doch bei neuen Restaurationsmaterialien ist nicht nur das Verhalten gegenüber dentalen und parodontalen Parametern von großem Interesse, sondern auch deren Abrasivität und Verschleißverhalten speziell gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz. Daher wurde im Rahmen dieser klinischen Studie zusätzlich das Abrasionsverhalten des „neuen“ Werkstoffes untersucht. Da es sich bei den nachuntersuchten Brücken nicht nur um rein zahngetragene, sondern auch um implantatgetragene Versorgungen handelte, wurde ferner ein Augenmerk auf mögliche Knochenniveauänderungen an Implantatpfeilern und deren mögliche Einflussfaktoren gelegt. Es kann als durchaus kritisch bewertet werden, dass innerhalb einer Studie derart viele unterschiedliche Gesichtspunkte betrachtet werden. Dennoch kann so das Verhalten eines neuen Werkstoffes im Gesamtkomplex des Biotopes Mundhöhle besser abgeschätzt werden. Dadurch, dass auch implantatgetragene Brücken in die klinische Nachuntersuchung miteingeschlossen wurden, ergab es sich als logische Konsequenz, auch die periimplantären Knochenverhältnisse mit zu beurteilen.

5.1 Diskussion Material und Methode

5.1.1 Dentale und parodontale Nachuntersuchung

In der zahnärztlichen Praxis wurde mit der dentalen und parodontalen Befunderhebung begonnen. Die Beurteilung erfolgte ausschließlich durch die Verfasserin sowie eine zahnärztliche Kollegin. War sich der Behandler hinsichtlich der Zuteilung zu einem Bewertungsgrad nicht schlüssig, wurde der Zweitbehandler befragt und gemeinsam entschieden. Dadurch konnte sichergestellt werden, dass beide Behandler nach denselben Kriterien in enger Abstimmung bewerteten und die Abweichung zwischen

beiden Zahnärzten auf ein äußerstes Minimum reduziert wurde. Beide Untersucher standen bis dahin in keiner Verbindung mit der Praxis und waren auch in den Behandlungsablauf nicht involviert. Dadurch kann eine falschpositive, weil auf Befangenheit beruhende Bewertung gänzlich ausgeschlossen werden.

Die Beurteilung des Plaque-Index sowie des Gingiva-Index erfolgte an vier Stellen pro Zahn. Während der Plaque-Index als Indikator der aktuellen Mundhygienegewohnheiten gesehen werden kann, spiegelt der Gingiva-Index die längerfristigen Mundhygienegepflogenheiten der Patienten wider. Für die Beurteilung wurde nur der jeweils schlechteste der vier Werte pro Brückenpfeiler notiert und in den Originaldaten berücksichtigt. Ein noch genaueres Ergebnis hätte die Aufnahme aller vier Indizes pro Pfeiler und die anschließende Bildung eines Mittelwerts geliefert, wie es auch in anderen Studien angewendet wurde [17]. Da jedoch mit dem jeweils höchsten Wert pro Pfeiler gerechnet wurde, kann grundsätzlich sogar mit geringfügig besseren Ergebnissen gerechnet werden als den hier vorliegenden, die ein „Worst-Case-Szenario“ beschreiben.

Anschließend wurde unter Zuhilfenahme einer Häkchensonde der Übergang zwischen Zahn und Restauration entlang der gesamten Zirkumferenz überprüft. Dabei erfolgte die Randschlusskontrolle lediglich an natürlichen Pfeilerzähnen. Auf eine Bewertung des Übergangs zwischen Implantat und Krone wurde verzichtet, da der Randspalt häufig aufgrund der Suprakonstruktionsgestaltung kaum erreichbar war und somit eine korrekte Beurteilung nicht gewährleistet werden konnte. Grundsätzlich können mit dieser In-vivo-Messmethode laut REHBERG ET AL. [74] Randspalten bis 20 µm ertastet werden. Ein wesentlicher Vorteil dieser Untersuchungsmethode liegt im nichtinvasiven Vorgehen und der raschen Beurteilbarkeit. Jedoch lassen sich schwer zugängliche Bereiche, wie zum Beispiel approximal oder weit subgingival gelegene Kronenränder, schwierig erfassen. Denn eine exakte Randschlusstastung kann auch nur dann erfolgen, wenn die Sondenspitze annähernd senkrecht über den Randspalt gleitet, was im Approximalbereich und bei subgingival gelegenen Abschnitten nicht immer realisiert und kontrolliert werden kann [74]. Ebenso wird die Beurteilung durch den natürlichen Speichelfluss, mögliche Konkremente sowie eventuell auftretende Blutungen erschwert. Dies muss auch bei der vorliegenden Arbeit berücksichtigt werden. Problematisch stellt sich auch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse dar, da diese unter anderem von der Taktilität und Erfahrung des Behandlers sowie dem Durchmesser und Anstellwinkel der

Sonde abhängig sind [74]. Die Ergebnisse bzw. Messungen können somit variieren. Auch KERSCHBAUM ET AL. [39] zeigen in ihrer Studie, bei der Kontur (Über- bzw. Unterschuss) und Randspalt an Kronen mittels zahnärztlicher Sonde durch unterschiedliche Probanden beurteilt wurden, dass trotz optimaler Gegebenheiten (Phantomkopf) nur durchschnittlich zweidrittel der Randspalten und Konturen richtig getastet wurden. So hängt das Ergebnis laut KERSCHBAUM ET AL. [39] stark von subjektiven Gegebenheiten und der Erreichbarkeit ab. Dennoch ist die Sondierung mit der zahnärztlichen Sonde, trotz Fehlerbehaftung, auch vor Gerichtsverfahren als reliable und zugelassene Methode akzeptiert [39].

Auch das Chipping, also ein kohäsives Abplatzen der Verblendkeramik, ist ein weit verbreitetes und viel diskutiertes Problem [71]. So kann Chipping nicht nur zu ästhetischen Einbußen führen, sondern auch bei großflächigen Abplatzungen funktionelle Probleme, wie beispielsweise den Verlust der vertikalen Dimension, mit sich bringen. Daher stellt monolithisches Zirkoniumdioxid als ein komplett unverblendeter Werkstoff, wie er auch in der vorliegenden Dissertation untersucht wurde, eine echte Alternative dar, diese Problematik zu beseitigen. Da dieses Phänomen bei Prettau® Zirkon nicht auftreten kann, wurde nur die Abschilferung an den Metallkeramikronen anhand der Chipping-Klassifikation von POSPIECH 2010 (siehe Tabelle 8) mit Hilfe von Spiegel, Sonde und Lupenbrille beurteilt. Es kann als durchaus kritisch bewertet werden, dass ein direkter Vergleich zwischen Zirkoniumdioxid und Metallkeramik somit nicht gegeben ist. Dennoch stellt es nach Meinung der Verfasserin bei möglicherweise massiv auftretenden Chippings auf Seiten der Metallkeramik einen positiven Aspekt zugunsten von monolithischem Zirkoniumdioxid dar und wurde deshalb in dieser Arbeit berücksichtigt. Hinzu kommt der Aspekt, dass monolithisches Zirkoniumdioxid bei der Versorgung von natürlichen Zähnen durchaus substanzschonender eingesetzt werden kann, da weniger Zahnhartsubstanz weggeschliffen werden muss, da auf eine Verblendung verzichtet werden kann [61, 62, 93].

Die Begutachtung der parodontalen Parameter erfolgte jeweils an sechs Messstellen pro Brückenpfeiler, wobei Implantate aus Gründen einer möglichen Keimverschleppung erneut nicht berücksichtigt wurden [49]. Es wird vermutet, dass im Rahmen der Sondierung Bakterien in das periimplantäre Gewebe injiziert werden können. LOESCHE ET AL. [49] bestätigten beispielsweise die Übertragung von *Streptococcus mutans* innerhalb der Mundhöhle durch den Behandler. Ebenso war eine Taschensondierung

entlang der Implantatachse in den meisten Fällen aufgrund der oftmals bauchigen Brückengestaltung nicht möglich. Um das Ergebnis nicht zu verfälschen, wurden Implantatpfeiler bei der Beurteilung der Taschentiefe und Sondierungsblutung somit komplett außer Acht gelassen, was als durchaus kritikwürdig gesehen werden kann. Um dennoch Auskunft über den Implantatzustand zu erhalten, erfolgte eine röntgenologische Auswertung der periimplantären Knochenverhältnisse, die zudem standardisierter erfolgen kann (siehe Kapitel 5.1.3). Dennoch sollten in weiterführenden Studien diese Parameter auch für Implantate erhoben werden. Auch ein direkter Vergleich von Taschentiefe sowie Sondierungsblutung zwischen Einsetztermin der Suprakonstruktion und Nachuntersuchung war nicht gegeben, da die Ausgangswerte nicht in den Patientenakten vermerkt waren. Insgesamt muss berücksichtigt werden, dass die Messgenauigkeit durch den Sondendruck, den Gewebezustand sowie die Ausrichtung der Sonde durchaus limitiert werden kann und somit mit einer klinischen Messgenauigkeit von etwa ± 2 mm zu rechnen ist [82].

Bei allen erhobenen dentalen und parodontalen Untersuchungsparametern handelt es sich um durchaus subjektive Beurteilungen der Verfasserin und deren zahnärztlichen Kollegin, was bei der Ergebnisauswertung Beachtung finden sollte. Da aber beide Materialien von denselben beiden und vom Behandler unabhängigen Personen beurteilt worden sind und es hier nur um den direkten Vergleich geht, können die Unterschiede durchaus einen Anhaltspunkt zu grundsätzlichen Unterschieden liefern. Die Problematik liegt zudem allen klinischen Studien zu Grunde.

5.1.2 Abrasions- und Verschleißverhalten

In vielen In-vitro-Untersuchungen wurde bereits das Abrasionsverhalten von monolithischem Zirkoniumdioxid gegenüber natürlichem Zahnschmelz untersucht [35, 40, 69]. Da es sich bei Prettau[®] Zirkon ebenfalls um ein monolithisches Zirkoniumdioxid handelt, war in der vorliegenden Nachuntersuchung neben den dentalen und parodontalen Parametern zusätzlich dessen abrasives Verhalten von großem Interesse. Es wurde mit unterschiedlichen Kausimulatoren und verschiedenen Studiendesigns (beispielsweise unterschiedlichen Materialbearbeitungsmethoden) versucht, das komplexe Kausystem während des Kauprozesses samt seiner die Abrasion beeinflussenden Faktoren bestmöglich nachzuahmen. Dabei kann zwischen dem Zweikörper- („two-body“) und dem Dreikörperverschleißversuch („three-body“) differenziert werden [24]. Während beim „two-body Versuchsaufbau“ lediglich der

Speichel als Einflussfaktor eingesetzt wird, werden beim „three-body Abrasionssimulator“ neben dem Speichel noch Komponenten wie beispielsweise Nahrungsbestandteile berücksichtigt [24]. Solche In-vitro-Tests sind notwendig, um als Werkstoff in der Zahnmedizin eingesetzt zu werden und langfristig bestehen zu können. So fordern SEGHI ET AL. [84], dass das Abrasionsverhalten von zahnärztlich verwendeten Restaurationsmaterialien annähernd dem von natürlichem Zahnschmelz entspricht. LAMBRECHTS ET AL. [43] zufolge beträgt die vertikale Schmelzabrasion jährlich etwa 20-40 µm. Trotz der bereits sehr guten Imitationsmöglichkeiten des natürlichen Kauprozesses mit Hilfe der In-vitro-Kausimulatoren sind diesen Verfahren jedoch Grenzen gesetzt. Parameter wie Habits, unterschiedlich starke muskuläre und neuromuskuläre Kräfte, verschiedene pH-Werte des Speichels sowie unterschiedliche Dicken und Härten des Zahnschmelzes können in solchen Versuchsreihen nur sehr bedingt miteinfließen [40]. Deshalb muss der Abrasionseffekt von Restaurationswerkstoffen, wie monolithischem Zirkoniumdioxid gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz sowie Metallkeramik, ebenfalls unter In-vivo-Bedingungen betrachtet und ermittelt werden. Dabei wird überprüft, ob das in den In-vitro-Versuchen bestimmte Abrasionsverhalten auch für den klinischen Alltag zutrifft.

In der vorliegenden klinischen Nachuntersuchung wurde der In-vivo-Abrasionseffekt von monolithischem Prettau[®] Zirkon (Zirkonzahn GmbH, Gais) gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz und verblendetem EMF analysiert. Hierzu wurde an 18 Probanden eine Alginatabformung (Image, DUX Dental, Niederlande) des Gegenkiefers durchgeführt. Vierzehn 1. Molaren und neun 2. Prämolaren, die entweder der Gruppe natürlicher Zahn oder verblendete EMF-Versorgung angehörten, konnten hinsichtlich ihres Substanzverlustes untersucht werden. Dabei fielen sechs 1. Molaren und fünf 2. Prämolaren in die Gruppe natürlicher Zahn.

Da die Abformung für den Patienten im Rahmen der Nachuntersuchung möglichst angenehm verlaufen sollte, wurde Alginat, ein irreversibles Hydrokolloid, als Abformmaterial gewählt. Dieses ist aufgrund seiner einfachen Handhabung und Konsistenz sehr patientenfreundlich, weist aber bezüglich der exakten Detailtreue auch Nachteile auf. So können beispielsweise untersichgehende Bereiche leicht verzogen und interdendale Abschnitte zerrissen dargestellt werden [76]. Aus Gründen der Detailschärfe und Genauigkeit sind Elastomere, wie Polyether oder Polysiloxane, besser geeignet und daher für weitere Untersuchungen zu empfehlen. Auch in

vergleichbaren In-vivo-Untersuchungen wurden Polysiloxane als Abformmaterial gewählt [20, 63, 88, 89, 94]. Sie gelten als Werkstoffe höchster Dimensionstreue und Detailwiedergabe, sind aber wegen ihrer Steifigkeit schwer aus dem Patientenmund zu entfernen [76]. Ebenso erfolgte die Modellherstellung mit dem picodent[®] hydro-plaster Superhartgips Typ IV (picodent[®], Wipperfürth). Dieser verfügt laut Herstellerangaben über eine hohe Alginat-Kompatibilität und Präzision sowie eine lineare Expansion von lediglich 0,1 % [70]. Wurde zeitgleich mit der nachuntersuchten Restauration auch im Gegenkiefer präpariert, erfolgte die Abformung mittels des Polyetherabformmaterials Impregum[™]DuoSoft[™]Quick (3M ESPE, Neuss) und die Meistermodellherstellung, nicht wie in der Nachuntersuchung mit dem picodent[®] hydro-plaster Superhartgips, sondern mit dem Klasse IV Superhartgips GC Fujirock EP (GC Europe N.V., Leuven). Dieser besitzt Herstellerangaben zufolge eine Abbindeexpansion von $\leq 0,08$ % und somit noch höhere Präzision und Druckstabilität [64]. Ebenso handelt es sich bei dem Abformmaterial um ein Polyetherabformmaterial, das sich durch höchste Detailschärfe und Präzision auch im feuchten Mundmilieu auszeichnet. Durch die Verwendung teilweise unterschiedlicher Abformmaterialien sowie Gippsorten können Ungenauigkeiten und Abweichungen bei der Modellüberlagerung sowie Abrasionsbestimmung erklärt werden. Ebenso sind Abweichungen während des Abform- und Ausgießprozesses kaum vermeidbar. Bereits geringste Fehler beispielsweise von Mischverhältnissen, Verarbeitungszeiten, ebenso wie fehlerhafte, zu kurze bzw. zu lange Lagerung können das Ergebnis negativ beeinflussen und zu Ungenauigkeiten führen. Dies muss auch in der vorliegenden Dissertation berücksichtigt werden.

Der sich anschließende Scanvorgang erfolgte mit dem Scanner S600 Arti der Firma Zirkonzahn GmbH (Gais, Südtirol). MEHL ET AL. [57] zufolge kann mit automatischen 3D-Scan- und Matchingverfahren, wie sie auch in der vorliegenden Nachuntersuchung verwendet wurden, die Abrasion bei fehlenden Referenzpunkten mit einer Genauigkeit von 10 μm bestimmt werden. Auch Autoren vergleichbarer In-vivo-Untersuchungen wählten zur Abrasionsbestimmung vollautomatische 3D-Scan- und Matchingverfahren [63, 88, 89, 94]. Doch SCHOBER ET AL. [89] weisen auch darauf hin, dass trotz hoher Genauigkeit und guter Reproduzierbarkeit dieser Methode, Matching-, Abdruck- bzw. Modellfehler das Ergebnis negativ beeinflussen kann. Trotz der bereits sehr hohen Scanpräzision dieses Streifenlicht-Scanners können mit neueren und

weiterentwickelten Hochleistungsscannern, die über eine höhere Messdichte, Tiefenscanschärfe sowie Scangenaugigkeit verfügen, noch exaktere und detailliertere Ergebnisse erreicht werden und sich somit vorteilhaft auf den „Matchingprozess“ und die anschließende Abrasionsbestimmung auswirken.

5.1.3 Röntgenologische Auswertung der Implantate

Da die nachuntersuchten Brückenkonstruktionen nicht nur natürliche Brückenpfeiler aufwiesen, sondern es sich auch um implantatgetragene Brückenversorgungen handelte, wurde zusätzlich die Knochenniveauänderung an Implantatpfeilern untersucht. Insgesamt konnten an 38 Probanden 96 Implantate fünf verschiedener Systeme beurteilt werden. Im Rahmen dieser klinischen Nachuntersuchung wurden jedoch nur die ICX-templant (n = 69) und ICX-templant plus (n = 19) Implantate der Firma medentis medical GmbH (Dernau) an 32 Studienteilnehmern in die statistische Auswertung mit aufgenommen. Die restlichen drei Implantatsysteme, die zusammen nur acht Implantate stellten, wurden wegen des geringen Stichprobenumfangs nicht berücksichtigt.

Um den Langzeiterfolg von Implantaten gewährleisten zu können, sind stabile periimplantäre Knochenverhältnisse unabdingbare Voraussetzung. So sollte der Knochenverlust rund um das Implantat im ersten Jahr 1,2 mm und ab dem zweiten Jahr 0,2 mm nicht übersteigen [65, 100]. Deshalb sind zur Beurteilung des periimplantären Knochenniveaus regelmäßige Kontrollröntgenaufnahmen wie auch deren Ausmessung notwendig. GÓMEZ-ROMÁN [22] zufolge sollten unmittelbar post-OP, zum Zeitpunkt der prothetischen Versorgung sowie bis drei Jahre nach Prothetik jährliche Kontrollröntgenbilder angefertigt werden. Danach sind Röntgenaufnahmen im fünften Jahr post-Prothetik sowie anschließend im Fünf-Jahres-Intervall ausreichend.

Da die Röntgendiagnostik zur genauen Beurteilung periimplantärer Knochenverhältnisse als Mittel der Wahl angesehen werden kann, erfolgte auch im Rahmen dieser Nachuntersuchung eine röntgenologische Knochenniveauewertung. Dabei wurden die unmittelbar postoperativen Röntgenbilder mit denen zum Nachuntersuchungszeitpunkt bzw. zum Zeitpunkt der letzten Aufnahme verglichen. So wurde von Studienteilnehmern, die Implantatbrückenpfeiler besaßen, eine sogenannte Panoramaschichtaufnahme angefertigt, sofern die letzte bereits länger als zwei Jahre zurücklag und der Patient sein Einverständnis dazu gab. Solche Übersichtsaufnahmen

bieten vor allem bei der Beurteilung und Bewertung mehrerer Implantate deutliche Vorteile. So kann nicht nur die Strahlenbelastung für den Patienten deutlich reduziert werden, sondern stark atrophierte Kiefer sowie schwierige anatomische Gegebenheiten können im Gegensatz zu intraoralen Mundfilmen mühelos abgebildet werden [23]. Laut GÓMEZ-ROMÁN ET AL. [23] konnten auch zwischen beiden Aufnahmetechniken keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Da es sich bei den postoperativen Ausgangsröntgenbildern bereits um sogenannte Panoramaschichtaufnahmen handelte, wurde aus Vergleichbarkeits- und Reproduzierbarkeitsgründen auch zum Nachuntersuchungstermin diese Art der Aufnahme gewählt. Die verwendeten Orthopantomogramme wurden, wie bereits unter Punkt 3.3.5 geschildert, mit drei unterschiedlichen Röntgengeräten angefertigt. So wurden Aufnahmen, die teilweise unterschiedlichen Röntgengeräten entstammen, miteinander verglichen. Dies kann durchaus geringfügige Verzerrungen bzw. Ergebnisabweichungen mit sich bringen. Denn die Anfertigung exakt übereinstimmender Röntgenaufnahmen an unterschiedlichen Tagen sowie mit Geräten unterschiedlicher Hersteller ist eher als kritisch zu betrachten. Da die Entstehung von Panoramaschichtaufnahmen komplexen geometrischen Gesetzmäßigkeiten folgt, die von vielen Faktoren beeinflusst werden, können bereits geringfügige Abweichungen, wie beispielsweise falsche Positionierung bzw. unbewusste Bewegungen, zu verstärkten Verzerrungen und Bildschärfeungenauigkeiten führen [107]. Dennoch kann der dadurch verursachte Informationsverlust für die Nachuntersuchung als äußerst gering eingeschätzt werden.

Die eigentliche Vermessung und Auswertung der periimplantären Knochenverhältnisse erfolgte mit Hilfe der Röntgensoftware SIDEXIS XG (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) ähnlich der von GÓMEZ-ROMÁN beschriebenen Messmethode [22]. Dieses Verfahren, das bereits ausführlich dargestellt wurde, wird aufgrund seiner guten Reproduzierbarkeit sowie der Möglichkeit der Vergleichbarkeit verschiedener Implantatsysteme innerhalb einer Studie, wie es auch in der vorliegenden Dissertation der Fall ist, als Mittel der Wahl angesehen. Wichtigste Voraussetzung ist laut GÓMEZ-ROMÁN [22] die richtige Wahl eines für jedes Implantatsystem spezifischen Referenzpunktes, der sowohl bei den post-OP als auch Kontrollröntgenbildern eindeutig erkannt werden kann. Abbildung 10 zeigt die von der Verfasserin für die beiden nachuntersuchten Implantatsysteme gewählten Referenzlinien. Ausgehend von diesen wurde das mesiale und distale vertikale Knochenniveau, also der Abstand zwischen

Referenzlinie und dem ersten sichtbaren Implantat-Knochenkontakt, gemessen. Für jedes Implantat erfolgte durch die Verfasserin eine erneute separate Kalibrierung sowie Kontrast- und Helligkeitseinstellung. Auch die Einzeichnung zusätzlicher Hilfslinien, wie beispielsweise der Knochenverlaufslinien, führt zu Messerleichterungen sowie zu einer erhöhten Reproduzierbarkeit. Da alle Einstellungen sowie Vermessungen nur von der Autorin selbst durchgeführt wurden und für jedes Implantat eine eigenständige Kalibrierung erfolgte, konnte die Fehleranfälligkeit auf ein Minimum reduziert werden. Dennoch können manuell falsch eingezeichnete Referenzlinien, wie beispielsweise zu kurze, zu lange oder minimal falsche Achsneigungen bei der sich anschließenden Kalibrierung zu Ergebnisverfälschungen führen. Auch ein geringgradig abweichend gewählter Implantat-Knochendurchtrittspunkt sowie die Messung minimal entgegen der Implantatachse kann eine Fehlerquelle darstellen, was auch in dieser Arbeit Beachtung finden sollte. Daher betrachtet GÓMEZ-ROMÁN Messgenauigkeiten von ± 1 mm als noch akzeptabel [23]. Da es sich bei Panoramaschichtaufnahmen um eine zweidimensionale Röntgenaufnahme handelt, können nur die mesialen und distalen Knochenverhältnisse beurteilt werden. Mögliche orale bzw. vestibuläre periimplantäre Knochenveränderungen können somit nicht erfasst werden. Hierzu wären dreidimensionale Röntgenbilder erforderlich. Dies stellt jedoch aufgrund der hohen Strahlenbelastung für den Patienten, die solche digitalen Volumentomographien mit sich bringen, im Rahmen einer Kontrolluntersuchung keine Alternative dar. Daher sollte nach Meinung der Verfasserin neben der röntgenologischen Knochenkontrolle auch stets eine Taschensondierung an mindestens sechs Punkten pro Implantat erfolgen, um auch mögliche vestibuläre und orale Knochenniveauänderungen einschätzen zu können. Da dies aus Gründen der Keimverschleppung in der vorliegenden Arbeit nicht durchgeführt wurde, kann dies als durchaus kritisch bewertet werden. Dennoch ist häufig eine korrekte Taschensondierung entlang der Implantatachse aufgrund ungünstig gestalteter Suprakonstruktionen nicht möglich, wodurch deren Aussagekraft ebenfalls in Frage gestellt werden muss.

5.2 Diskussion Ergebnisse

5.2.1 Dentale und parodontale Nachuntersuchung

Bei der Untersuchung des Plaque-Index nach SILNESS UND LÖE konnte an 26,3 % (n = 76) aller Pfeiler komplette Plaquefreiheit (Grad 0) ermittelt werden. Stellt man einen direkten Vergleich zwischen beiden Materialien an, so zeigten Prettau® Zirkon-

Brückenpfeiler mit 31,7 % (n = 58) deutlich häufiger absolute Plaquefreiheit (Grad 0) als verblendete EMF-Pfeiler mit 18,8 % (n = 18). Ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Plaqueanlagerung konnte zwischen den Materialien jedoch nicht errechnet werden. Auch CHAN ET AL. [17] stellten in ihrer Studie die Plaqueakkumulation nach Silness und Loe unter anderem an Vollkeramik- und Metallkeramikronen gegenüber. Dabei konnte ebenfalls an Vollkeramikronen deutlich weniger Plaqueanlagerung beobachtet werden. Als mögliche Ursache für die tendenziell geringere Plaqueanlagerung an Zirkoniumdioxidrestorationen kann die sehr glatte, homogene Oberflächenbeschaffenheit gesehen werden. Es wurde bereits von anderen Autoren bestätigt, dass Keramiken weniger Plaqueansammlungen aufzeigen als Metalle [85]. Ein möglicher Erklärungsansatz für die geringfügig höhere Plaqueanlagerung an Metallkeramikversorgungen kann in den sichtbaren Metallanteilen am Kronenrand gesehen werden [17]. Betrachtet man den Zustand der unmittelbar die Restauration umgebenden Gingiva, so konnte an 46,0 % (n = 133) aller Pfeiler eine klinisch gesunde Gingiva (Grad 0) identifiziert werden. Setzt man erneut einen Vergleich der beiden nachuntersuchten Materialien an, zeigten bei Prettau® Zirkon knapp die Hälfte (47,2 %, n = 91) aller Pfeiler eine gesunde Gingiva auf. Dies war an verblendeten edelmetallfreien Legierungsversorgungen lediglich bei 43,8 % (n = 42) der Fall. Auch wenn der Unterschied zwischen beiden Materialien erneut nicht signifikant war, wurden für Prettau® Zirkon abermals tendenziell bessere Ergebnisse ermittelt. Dies unterstreicht nochmals das gute biokompatible und gewebefreundliche Verhalten von Keramiken. Die geringfügig schlechteren Werte für die Metallkeramik können auch auf mögliche Metallunverträglichkeitsreaktionen zurückzuführen sein. Diese Tendenz wurde auch von ABABNAEH ET AL. [2] bestätigt, der an Keramikronen ebenfalls bessere Gingiva-Index-Werte nach Loe und Silness beobachtete als an verblendeten nichtedlen Legierungen. Es darf aber nicht außer Acht gelassen werden, dass deutlich mehr Prettau® - als Metallkeramikbrücken nachuntersucht wurden, wodurch ebenfalls die geringfügig besseren Zirkoniumdioxidresultate erklärt werden können. Insgesamt kann das für Plaque- und Gingiva-Index sehr gute Ergebnis auch auf das professionelle und engmaschige Prophylaxekonzept zurückzuführen sein, die den Patienten die nötige Mundhygieneinstruktion sowie Motivation zur täglich intensiven Zahnpflege vermittelt hat.

Die Überprüfung des Randschlusses an den 184 natürlichen Pfeilerzähnen ergab an 44,6 % (n = 82) einen optimalen Übergang zwischen Zahn und Restauration (Grad 1). Es darf bei der Bewertung der Ergebnisse aber nicht außer Acht gelassen werden, dass es sich um eine nichtinvasive, schnell beurteilbare Methode handelt, deren Messungen durchaus stark variieren können. Daher ist ein direkter Vergleich mit anderen Studien kaum möglich, da in den meisten Untersuchungen der exakte Randspalt in μm rasterelektronenmikroskopisch bestimmt wurde. Neben der Taktilität und Erfahrung des Untersuchers, ist bei diesem Verfahren das Ergebnis unter anderem abhängig vom Anstellwinkel und der Dicke der Sonde [74]. So erfolgte auch die Beurteilung durch zwei Behandler. Dennoch zeigte Prettau[®] Zirkon gegenüber der verblendeten edelmetallfreien Legierung bessere Randschlussqualitäten, wie Abbildung 21 anschaulich darstellt. Jedoch war der Unterschied abermals nicht signifikant. Dieser Trend konnte auch von ORTEGA ET AL. [67] bestätigt werden, die in ihrer Studie die Randpassung an CAD/CAM-gefertigten- und Metallkeramikkronen rasterelektronenmikroskopisch untersuchten und miteinander verglichen. Die Metallkeramikkronen zeigten hierbei größere Randspalten im Vergleich zu CAD/CAM-gefertigten. Die Messwerte lagen allerdings alle im klinisch akzeptablen Bereich. Es muss auch berücksichtigt werden, dass die nachuntersuchten EMF-verblendeten Brücken mit medianen 58 Monaten bereits deutlich länger getragen wurden als Prettau[®]-Brücken mit 33 Monaten. Bei der Inspektion der Randverfärbung bzw. Sekundärkariesbildung zwischen Restauration und Zahn konnten ebenfalls vielversprechende Resultate ermittelt werden. Das erneut sehr gute Ergebnis für Randschluss und Randverfärbung zeigt abermals den hohen Qualitätsstandard und das gute Prophylaxesystem der Nachuntersuchungspraxis.

Auch die Beurteilung des Chippings ergab an 40,1 % (n = 57) klinisch intakte Metallkeramikbrücken. Am häufigsten wurden Abplatzungen im okklusionstragenden Seitenzahnbereich (27,5 %; n = 39) ermittelt. Dies kann durch mögliche nachträgliche Einschleifmaßnahmen, welche Mikrorisse in der Verblendkeramik verursacht haben, begründet werden. Ebenso wirken in diesem Bereich die höchsten Kräfte, die bei ungleicher Verteilung bzw. zu starken Okklusionskontakten zu Abschlüpfungen an der Verblendung führen. In den meisten Fällen ist eine Politur als Reparaturmaßnahme ausreichend [71]. Insgesamt kann das Chipping-Ergebnis nach 58 Monaten als dennoch gut gewertet werden, auch wenn dies im Vergleich zu monolithischem Zirkon

als ein negativer Aspekt anzusehen ist. Auch eine direkte Gegenüberstellung mit anderen Studien ist schwierig, da unterschiedliche Chipping-Klassifikationen und somit unterschiedliche Bewertungen zu verschiedenen Ergebnissen führen. Dennoch zeigen auch klinische Nachuntersuchungen anderer Autoren meist keine signifikant unterschiedlichen Chippingraten an Voll- und Metallkeramikbrücken [78, 79]. So betrug die kohäsive Abplatzung der Verblendkeramik nach drei Jahren Beobachtungszeit bei SAILER ET AL. [79] 19,4 % an drei- bis fünfgliedrigen Metallkeramik- und 25 % an Vollkeramikbrücken. Auch RINKE ET AL. [78], die Einzelkronen beider Materialien nach ebenfalls drei Jahren miteinander verglichen, zeigten lediglich vier Verblendkeramikabplatzungen, was einer Erfolgsrate von 93,3 % auf Seiten der Vollkeramik und 95,2 % auf Seiten der Metallkeramik entspricht. So sieht auch SAILER ET AL. [79] die Hauptursache des Chippings in okklusalen Oberflächenrauigkeiten, bedingt durch Einschleifmaßnahmen oder Okklusionskontakte.

Betrachtet man die Taschentiefen an den natürlichen Pfeilerzähnen, konnte zwischen beiden nachuntersuchten Materialien kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Für beide Materialien finden sich die Sondierungstiefen im physiologischen Bereich, was als überdurchschnittliches Ergebnis zu werten ist. Auch ABABNAEH ET AL. [2] zeigt ähnlich gute Ergebnisse. Dies kann erneut auf das gute Prophylaxe-Konzept sowie die optimale präprothetische Behandlung bei parodontalen Problemen zurückgeführt werden. Es dürfen aber auch hier die Messlimitationen, die zu Messgenauigkeiten von +/- 2mm führen, nicht außer Acht gelassen werden [82]. Die Beurteilung der Sondierungsblutung, als Maß für die Entzündungsaktivität innerhalb einer parodontalen Tasche, ergab keine Unterschiede zwischen Prettau[®] Zirkon und Metallkeramik. Die minimal besseren Werte auf Seiten von Prettau[®] Zirkon (MW: 22,84%; EMF verbl.: 24,52%) können auch mit den geringfügig besseren Plaque- und Gingiva-Indizes in Verbindung gebracht werden.

Insgesamt wiesen die Prettau[®] Zirkon-Brücken im Vergleich zu den Metallkeramikbrücken geringfügig bessere Studienergebnisse auf. Dabei muss aber die etwas geringere Nachuntersuchungszahl auf Seiten von verblendetem EMF (41 Brücken gegenüber 74 Brücken) berücksichtigt werden, wodurch die geringen Ergebnisunterschiede durchaus verursacht werden können. Jedoch wurde diese Tendenz auch bei der zufälligen Auswahl von nur 41 Prettau[®] Zirkon-Brücken durch einen Zufallsgenerator, zum besseren Vergleich, bestätigt. Ebenso handelt es sich um

durchaus subjektive Bewertungen, was einen Vergleich mit anderen Studien nur schwer möglich macht. Zusätzlich wurden in anderen Untersuchungen teilweise andere Indizes bzw. Bewertungskriterien gewählt, weswegen oftmals auf einen direkten Vergleich verzichtet wurde.

Abschließend können monolithischem Zirkoniumdioxid hinsichtlich seiner dentalen und parodontalen Eigenschaften gleiche bis minimal bessere dentale und parodontale Ergebnisse zugeschrieben werden, wonach Zirkoniumdioxid durchaus über das Potenzial zum neuen Goldstandard verfügt. Die Nullhypothese wird somit abgelehnt. Es sollten aber dennoch weiterführende Studien über einen längeren Untersuchungszeitraum sowie an einer größeren Brückenanzahl durchgeführt werden, ehe eine abschließende Bewertung vorgenommen wird.

5.2.2 Abrasionsverhalten

Der Verschleiß von Antagonisten durch Prettau® Zirkon betrug in der vorliegenden klinischen Nachuntersuchung gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz durchschnittlich 71,64 µm (Median: 52,0 µm; SD: 67,11) und gegenüber verblendetem EMF 66,17 µm (Median: 59,0 µm; SD: 48,06). Dies spiegelt die durchschnittliche Abrasion nach 32 Monaten Tragedauer im Median für beide beurteilten Gegenkiefermaterialien wider. Dennoch konnte kein signifikant unterschiedlicher abrasiver Effekt von monolithischem Prettau® Zirkon auf die verschiedenen Gegenkieferzähne ermittelt werden. Auch STOBER ET AL. [89] konnten in ihrer In-vivo-Untersuchung, bei der der mittlere Abrasionseffekt von monolithischen Kronen auf natürlichen Zahnschmelz ermittelt wurde, ähnlich gute Ergebnisse verzeichnen. So betrug der Verschleiß nach 24 Monaten an natürlicher Zahnhartsubstanz 46 ± 30 µm. Derselbe Autor beschreibt in einem weiteren In-vivo-Versuchsaufbau, indem ebenfalls die Abrasivität eines monolithischen Werkstoffes gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz untersucht wurde, nach sechs Monaten einen mittleren Verlust von 33 µm [88]. ETMAN ET AL. [20] hingegen zeigte, dass die Schmelzabrasion nach 24 Monaten gegenüber Metallkeramikronen 156 µm, gegenüber einer experimentellen Glaskeramikkrone 215 µm sowie gegenüber Procera AllCeram Kronen 262 µm betrug. Diese Ergebnisse sind im Vergleich zur vorliegenden Studie, wie auch zu anderen In-vivo-Studien [88, 89], um ein Vielfaches höher. Begründet könnten diese hohen Werte in der Oberflächengüte der Kronen sein, welche zuerst poliert und anschließend glasiert wurden. Dies würde die Ergebnisse anderer In-vitro-Studien [35, 40] bestätigen, die den glasierten bzw. verblendeten

Restaurationen deutlich höhere Abrasionswerte zuschreiben als polierten, glatten Keramikoberflächen. Widersprüchlich ist aber, dass auch STÖBER ET AL. [88, 89] in ihren Studien glasierte Restaurationen nachuntersuchten und nach derselben Untersuchungszeit deutlich bessere Ergebnisse erzielten. Betrachtet man aber die Standardabweichungen der vorliegenden Nachuntersuchung, so ist diese beispielsweise für natürliche Zahnhartsubstanz mit 67,11 annähernd so hoch wie der Mittelwert (71,64) selbst, wodurch die starke Streuung der Untersuchungsergebnisse (Min.: 1; Max.: 220) nochmals deutlich wird. Dies kann zum einen mit der geringen Anzahl nachuntersuchter Zähne von elf auf Seiten der natürlichen Zahnhartsubstanz und zwölf auf Seiten der verblendeten edelmetallfreien Legierungsversorgung begründet werden. Zum anderen erfolgte die Kontaktpunktermittlung bzw. -übertragung der überlagerten Modelle von der Verfasserin visuell anhand der mit Okklusionsfolie markierten Aufbissaufnahmen, wodurch ebenfalls geringfügige Abweichungen erklärt werden können. Ebenso können die in Punkt 5.1.2 geschilderten Gegebenheiten solch große Streuungen mitbeeinflussen. Ein direkter Vergleich dieser Untersuchungsergebnisse mit Ergebnissen von In-vitro-Untersuchungen ist ebenfalls eher als schwierig zu bewerten. Unterschiedlich aufgebaute Studiendesigns und Kausimulatoren, wie auch unterschiedliche Kauzyklen und Kraffteinwirkungen lassen sogar einen Vergleich unter In-vitro-Studien nur bedingt zu. So wird auch die Abrasion in den meisten In-vitro-Untersuchungen als Volumenverlust (μm^3) angegeben, wohingegen das Abrasionsverhalten in der vorliegenden Arbeit punktuell (μm) ermittelt wurde. Eine direkte Gegenüberstellung ist somit kaum möglich.

Da es sich in der vorliegenden Nachuntersuchung nur um einen 1. Molaren bzw. 2. Prämolaren als Gegenkieferzahn handeln durfte, wurde zusätzlich der tribologische Effekt von Prettau® Zirkon an diesen beurteilt. Dabei erfuhren die 1. Molaren mit $p = 0,028$ einen signifikant höheren Substanzverlust im Vergleich zu 2. Prämolaren. So konnte an den 1. Molaren ein durchschnittlicher Abrieb von 85,71 μm (Median: 68,0; SD: 58,12) nachgewiesen werden, während dieser bei 2. Prämolaren lediglich bei 42,44 μm (Median: 20,0; SD: 45,35) lag. Betrachtet man lediglich die natürlichen 1. Molaren bzw. 2. Prämolaren, so betrug die mittlere Abrasion an natürlichen 1. Molaren 88,67 μm (Median: 62,0; SD: 72,83), an natürlichen 2. Prämolaren 51,20 μm (Median: 19,0; SD: 60,6). Ein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Verschleißes durch Prettau® Zirkon konnte nicht zwischen EMF-verblendeten und natürlichen

1. Molaren bzw. 2. Prämolaren ermittelt werden. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch MUNDHE ET AL. [63] in ihrer In-vivo-Untersuchung, die an 1. Molaren nach einem Jahr ebenfalls höhere Abrasionswerte evaluierten. Diese Tendenz zeigen auch SUPUTTAMONGKOL ET AL. [94] in einer In-vivo-Studie auf. So betrug der Abrasionseffekt durch Lithiumdisilikat-Keramikkronen nach einem Jahr bei natürlichen Molaren 65 μm , bei natürlichen Prämolaren 46 μm . Auch LAMBRECHTS ET AL. [43] bestätigen in ihrer Studie, in der die Abrasion von Schmelz gegen Schmelz nachuntersucht wurde, einen höheren Substanzverlust an Molaren im Vergleich zu Prämolaren. Dabei wurden nach 24 Monaten an Molaren Abrasionswerte von 76 μm und an Prämolaren von 38 μm ermittelt, während diese nach 36 Monaten auf Werte von 105 μm und 54 μm anstiegen. Die höhere Abrasion an Molaren kann HOWELL ET AL. [32] zufolge mit der größeren Kaufläche und Anzahl an Kontaktpunkten sowie der größeren Kaukraft an Molaren im Vergleich zu Prämolaren begründet werden. Die in dieser Nachuntersuchung ermittelten Abrasionswerte für Prettau[®] Zirkon-Restaurationen an natürlichen sowie EMF-verblendeten Molaren und Prämolaren zeigen nach etwa 32 Monaten annähernd ähnliche Abrasionsergebnisse wie die von LAMBRECHTS ET AL. [43] an Schmelz gegen Schmelz gemessenen. Prettau[®] Zirkon kann somit der Forderung von SEGHI ET AL. [84], der Abrasionswerte ähnlich denen von Schmelz gegen Schmelz postuliert, nachkommen. Es muss jedoch erneut auf die geringe Untersuchungszahl von vierzehn 1. Molaren und neun 2. Prämolaren hingewiesen werden. Ebenso verdeutlichen die enorm hohen Standardabweichungen von 58,12 (1. Molaren) und 45,35 (2. Prämolaren) auf eine hohe Ergebnisstreuung hin, welche jedoch bei In-vivo-Untersuchungen meist nicht zu vermeiden sind.

Zusätzlich konnte in der vorliegenden Nachuntersuchung ein geringfügig höherer Abrasionseffekt an Unterkiefer- (MW: 77,36; Median: 68; SD: 49,88) im Vergleich zu Oberkieferzähnen (MW: 55,44; Median: 46; SD: 66,75) ermittelt werden. Dennoch war der Unterschied zwischen beiden Kiefern nicht signifikant. Der in der Dissertation beobachtete erhöhte Abrasionseffekt an Unterkieferzähnen im Gegensatz zu Oberkieferzähnen kann auch auf unterschiedlich große Untersuchungsgruppen zurückzuführen sein. Während auf Seiten des Unterkiefers vierzehn Zähne untersucht werden konnten, waren dies im Oberkiefer lediglich neun.

Trotz der in der vorliegenden Studie durchaus guten und mit anderen Studien [63, 88, 89, 94] vergleichbaren Ergebnisse, sollte der In-vivo-Abrasionseffekt von

monolithischen Zirkoniumdioxidversorgungen noch über längere Untersuchungszeiträume sowie an größeren Probandenzahlen beobachtet werden. So kann die geringe Nachuntersuchungsanzahl, die visuelle Kontaktpunktübertragung anhand von Aufbissaufnahmen, ebenso wie das gewählte Abform- und Gipsmaterial zu Messungenauigkeiten führen. Auch mögliche nachträgliche Einschleifmaßnahmen am Patientenstuhl sowie die Einbeziehung großer Ergebnisausreißer beeinflussen das Nachuntersuchungsergebnis negativ. Auch wegen der sehr hohen Standardabweichungen, die durch die große Ergebnisstreuung und die geringe Anzahl verursacht werden, muss die Aussagekraft der Ergebnisse als kritisch betrachtet werden. Dennoch bestätigt die vorliegende Arbeit die durchaus guten Abrasionswerte von monolithischem Zirkoniumdioxid an natürlichem Zahnschmelz. Bereits MUNDHE ET AL. [63] und JUNG ET AL. [36] zeigen in ihren In-vivo- und In-vitro-Studien die besseren Abrasionswerte von Zirkoniumdioxid im Vergleich zu Metallkeramik auf.

5.2.3 Röntgenologische Auswertung der Implantate

Betrachtet man lediglich die Knochenniveauänderung an den ICX-templant im Vergleich zu den ICX-templant plus Implantaten, die beide zum Nachuntersuchungstermin im Median 49 Monate inseriert waren, trat an den plus Implantaten mit 89,5 % (n = 17) deutlich häufiger ein Knochenverlust auf als an den ICX-templant mit 66,7 % (n = 69). Es konnte bei letzteren sogar in 17,4 % (n = 12) der Fälle ein Knochenzugewinn notiert werden, während dies bei den ICX-templant plus lediglich in 10,5 % (n = 2) auftrat. Eine genaue Beurteilung der Fallzahlen von 69 Implantaten auf Seiten der ICX-templant gegenüber nur 19 auf Seiten der ICX-templant plus kann als möglicher Erklärungsansatz für die doch sehr abweichenden Ergebnissen zwischen den beiden Systemen herangezogen werden. Wählt man mittels Zufallsgenerator 19 ICX-templant Implantate aus, so wird auch hier diese Tendenz bestätigt. So war der Knochenzugewinn an den ICX-templant mit 21,1 % (n = 4) doppelt so groß wie bei den ICX-templant plus, während der Knochenverlust bei 68,4 % (n = 13) lag. Die Nullhypothese wird somit abgelehnt. Dennoch kann das Ergebnis speziell der ICX-templant Implantate, die nach 3,5 bis 4 Jahren an einem Drittel der nachuntersuchten Implantate gleichbleibende oder sogar verbesserte Knochenverhältnisse aufzeigen, als sehr positiv gewertet werden. Auch PALMER ET AL. [68] zeigen in ihrer Studie an Einzelzahn-AstraTech ST-Implantaten ähnlich gute Ergebnisse. So wurde nach einer Verweildauer von fünf Jahren kein oder nur ein sehr

geringer Knochenverlust von durchschnittlich 0,3 – 0,4 mm beobachtet. Andere Autoren konnten, ebenso wie in der vorliegenden Analyse, sogar teilweise leichte Knochenzugewinne verzeichnen [83]. Bei SCHULDA ET AL. [83] wurde nach zehn Jahren an 19 % der Implantate eine Knochenapposition festgestellt. Dennoch ist der Anteil an Studien, die einen periimplantären Knochenanbau beschreiben, eher als gering zu werten. Insgesamt konnte an den 19 ICX-templant plus sowohl mesial und distal, als auch beim Gesamtknochenverlust je Implantat, ein signifikant höherer Knochenabbau beobachtet werden. Während der Knochenverlust an den ICX-templant nach 49 Monaten im Mittel 0,34 mm betrug, war dieser bei den plus Implantaten nach derselben medianen Verweildauer mit 1,07 mm deutlich höher. Die Aussagekraft der Ergebnisse der ICX-templant plus Implantate muss aber aufgrund der geringen Fallzahl jedoch erneut als sehr unsicher eingeschätzt werden. Vergleicht man die Ergebnisse des Knochenverlustes der ICX-templant plus Implantate mit Straumann® Implantaten (Institut Straumann AG, Schweiz), die über ein ähnliches Design verfügen, so konnte CEHRELI ET AL. [16] in ihrer Studie nach fünf Jahren lediglich einen mittleren Knochenverlust von $0,73 \pm 0,06$ mm beobachten. Dabei entsprach die Fallzahl von 24 nachuntersuchten Straumann® Implantaten annähernd der ICX-templant plus mit 19 Implantaten. WISMEIJER ET AL. [106] hingegen ermittelten bereits nach 19 Monaten an ITI® Implantaten (Institut Straumann AG, Schweiz) einen mittleren Knochenverlust von $1,5 \pm 0,26$ mm. Es darf hierbei aber nicht außer Acht gelassen werden, dass die von CEHRELI ET AL. und WISMEIJER ET AL. untersuchten Straumann Implantate in zahnlose Kiefer inseriert wurden, welche als Prothesenanker dienten und nicht wie in der vorliegenden Nachuntersuchung mit einem festsitzenden Zahnersatz versorgt wurden. Dies lässt einen direkten Vergleich nur bedingt zu. WEBER ET AL. [101] hingegen, die Einzelzahnimplantate bzw. Implantate, die ebenfalls als Pfeiler drei- bis viergliedriger Brücken dienten, über einen Zeitraum von fünf Jahren beobachteten, ermittelten im ersten Jahr einen marginalen Knochenverlust von 0,6 mm an ITI® Implantaten (Institut Straumann AG, Schweiz). In den Folgejahren betrug der jährliche Knochenabbau lediglich noch 0,05 mm. Eine weitere Untersuchung an ITI® Einzelzahnimplantaten ergab nach einer mittleren Beobachtungszeit von etwa fünf Jahren einen mittleren Knochenabbau von nur 0,4 mm [58]. Betrachtet man den Knochenabbau der ICX-templant für sich, weist dieses Implantatsystem über einen Beobachtungszeitraum von vier Jahren abermals ein hervorragendes klinisches Ergebnis auf. Auch Implantate anderer Hersteller zeigen teilweise bei ähnlichen Verweildauern ebenfalls sehr gute und

vielversprechende Ergebnisse [68]. Dennoch stellt sich ein direkter Vergleich oftmals aufgrund unterschiedlicher methodischer Vorgehensweisen sowie Patientenauswahlkriterien als schwierig dar.

Zusätzlich wurde der Einfluss des Suprakonstruktionsmaterials auf den Knochenverlust nachuntersucht. Hierbei konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Für Prettau[®] wurde an Implantaten eine Knochenniveauänderung von 0,45 mm ermittelt, für EMF-verblendet lag diese bei 0,71 mm. Die erneut deutlichen Gruppenunterschiede (EMF verbl.: 15; Prettau[®]Zirkon: 73) sowie die sehr hohen Standardabweichungen bei geringem Stichprobenumfang (EMF verbl.: 0,77; Prettau[®] Zirkon: 0,65) können durchaus als Ursache dieser Ergebnisabweichungen angesehen werden. Ein weiterer Erklärungsansatz kann womöglich in den geringfügig besseren Plaque- und Gingivaindizes an Prettau[®] Zirkon-Pfeilern gesehen werden.

Vergleicht man die Knochenniveauänderungen an Ober- und Unterkieferimplantaten miteinander, so war der Knochenverlust an den 48 Oberkieferimplantaten signifikant höher als an den 40 Unterkieferimplantaten. Dabei wurde im Oberkiefer mit durchschnittlich 0,63 mm (Median: 0,46; SD: 0,698) ein annähernd doppelt so großer Abbau ermittelt wie im Unterkiefer mit 0,33 mm (Median: 0,21; SD: 0,62). Diese Tendenz konnte auch von WEBER ET AL. [101] bestätigt werden, jedoch war hier der Unterschied nicht signifikant. Die Ursache hierfür liegt vermutlich in unterschiedlichen Knochenstrukturen und -qualitäten zwischen Ober- und Unterkiefer. Auch VAN STEENBERGHE ET AL. [99] zeigen, dass der Knochenabbau während des Einheil- und Remodellingprozesses im Unterkiefer mit 1,0 mm vergleichsweise etwas geringer ist als im Oberkiefer mit 1,3 mm. Dies wurde auch von BECKER ET AL. [6] in ihrer prospektiven Studie bestätigt. So war der Knochenabbau an zwei unterschiedlichen Implantatsystemen in den meisten Fällen im Oberkiefer minimal größer als im Unterkiefer. Insgesamt wird von vielen Autoren den Unterkieferimplantaten eine etwas höhere Erfolgswahrscheinlichkeit zugeschrieben als den Oberkieferimplantaten [3, 15, 26]. Dies findet auch in dieser Feldstudie seine Bestätigung.

Da auch mögliche, das Knochenniveau beeinflussende Faktoren, wie beispielsweise das Suprakonstruktionsmaterial oder die Lage im Kiefer, in dieser Arbeit ermittelt werden sollen, wurde darüber hinaus die Auswirkung der Implantatbreite und -länge auf den periimplantären Knochen überprüft. Dabei konnte zwischen den drei verwendeten Implantatbreiten (3,75 mm, 4,10 mm, 4,80 mm) kein signifikanter Unterschied im

Hinblick auf den vertikalen Knochenabbau erfasst werden. Jedoch wurde für die 4,10 mm breiten Implantate im Mittel der geringste Knochenverlust gemessen. Es muss aber erneut auf die sehr unterschiedlich großen Gruppenstärken bei insgesamt geringem Stichprobenumfang hingewiesen werden (siehe Tabelle 15). Die Tendenz des etwas geringeren Knochenabbaus an Implantaten mit größerem Durchmesser wird auch von anderen Autoren bestätigt [83]. So zeigten auch OLATE ET AL. [66] an schmalen (5,1 %) Implantaten eine etwas höhere Verlustrate auf verglichen zu Implantaten mittleren (3,8 %) bzw. breiten (2,7 %) Durchmessers. Dennoch sind der Implantation großer Durchmesser oftmals aufgrund zu schmaler orofazialer Kieferabschnitte Grenzen gesetzt, weswegen auf kleinere Durchmesser zurückgegriffen wird. IVANOFF ET AL. [34] hingegen ermittelten einen geringfügig höheren Knochenabbau sowie eine geringere kumulative Überlebensrate an 5,00 mm breiten Implantaten, verglichen mit Implantaten des Durchmessers 3,75 mm und 4,00 mm. Diese im Vergleich zu anderen Studien gegensätzliche Tendenz wird unter anderem mit der schlechten Knochenqualität, welche an 45 % der inserierten 5,00 mm breiten Implantate beschrieben wurde, begründet. Betrachtet man den Einfluss der Implantatlänge, so konnte an den 12,5 mm Implantaten eine durchschnittlich geringere Knocheniveauänderung gemessen werden verglichen mit den < 10 mm und 10 mm Implantaten. Bereits BUSER ET AL. [15] beschrieben in ihrer 8-Jahres „life-table“-Analyse an verschiedenen ITI-Implantaten geringfügig bessere kumulative Erfolgsraten für 12 mm Implantate (95,0 %) gegenüber 10 mm (93,4 %) und 8 mm (91,4 %) Implantaten. Jedoch war auch hier der Unterschied nicht signifikant und zeigt nur einen möglichen Trend auf. Diese Studie bestätigt zwar die Tendenz der vorliegenden Nachuntersuchung, ein direkter Vergleich kann aber nur bedingt zugelassen werden. Denn im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit wird nicht der exakte Knochenverlust in Millimeter an Implantaten nach einer bestimmten Beobachtungszeit beschrieben, sondern die Erfolgsraten von Implantaten in Prozent nach einer bestimmten Insertionsdauer. Auch RENOARD UND NISAND [77] konnten in ihrem Review-Artikel die tendenziell geringfügig besseren Ergebnisse für Implantate größerer Länge und Durchmesser bestätigen. Dennoch verweisen sie auf teilweise unterschiedliche Definitionen von beispielsweise kurzen Implantaten, wodurch ein direkter Vergleich oftmals als schwierig zu werten ist. Insgesamt sollte das Implantat aber so lang und breit wie möglich, aber so kurz und schmal wie nötig gewählt werden.

5.3 Schlussfolgerung

Abschließend lässt sich feststellen, dass monolithische Zirkoniumdioxidversorgungen durchaus das Potenzial besitzen, zukünftig als neuer zahnmedizinischer Standard angesehen und eingesetzt zu werden. So zeigten die Zirkoniumdioxidbrücken ähnlich gute bzw. tendenziell bessere Nachuntersuchungsergebnisse als die Metallkeramikrestorationen. Auch im Bereich der tribologischen Effekte des Werkstoffes gegenüber natürlicher Zahnhartsubstanz wurden vielversprechende Resultate ermittelt. Der Stichprobenumfang ließ jedoch keine gesicherten Aussagen zu. Die erkennbaren Tendenzen für monolithische Zirkoniumdioxidversorgungen sind aber als weiterer positiver Hinweis zu werten. Dennoch sollten noch weiterführende Studien über längere Untersuchungszeiträume und an größeren Fallzahlen sowie unter Berücksichtigung der empfohlenen Studiendesignverbesserungen durchgeführt werden, um die vorliegenden positiven Ergebnisse nochmals zu überprüfen und gegebenenfalls zu bestätigen. Ebenso ergab die röntgenologische Auswertung des periimplantären Knochens an ICX-Implantaten nach einer medianen Beobachtungsdauer von 45 Monaten eine mit anderen Studien vergleichbare Knochenniveauänderung. So konnten an 28,4 % aller nachuntersuchten Implantate gleichbleibende oder sogar verbesserte Knochenverhältnisse beobachtet werden.

Unter Beachtung der Limitationen, die durch das Studiendesign verursacht sind, können sowohl das nachuntersuchte Prettau[®] Zirkon als auch die ICX-templant und ICX-templant plus Implantate grundsätzlich aufgrund der vielversprechenden Ergebnisse für den Praxisalltag empfohlen werden. Weitere Langzeituntersuchungen sind jedoch für eine uneingeschränkte Anwendung und Weiterempfehlung wünschenswert.

6 Literaturverzeichnis

1. 2ask. Leitfaden statistische Auswertung (Accessed July 2, 2019. at: https://www.2ask.de/media/1/10/2/23/25/3b44548aa4f7b046/Leitfaden_Statistik.pdf.)
2. Ababnaeh KT, Al-Omari M, Alawneh TN. The effect of dental restoration type and material on periodontal health. *Oral health & preventive dentistry*. 2011;9(4):395-403.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5(4):347-59.
4. Ahlers MO, Biffar R, Bumann A, Freesmeyer WB, Fuchs W-B, Hugger A, Kordaß B, Klett R, Koeck B, Meyer G, Ottl P, Seeher W-D, Schindler HJ, Türp JC. Stellungnahme der DGFD und DGZPW: Terminologieliste: Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2005 (Accessed February 25, 2017. at: [http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Terminologie_der_Deutschen_Gesellschaft_fuer_Funktionsdiagnostik_und_Therapie_\(DGFD\)_und_der_Deutschen_Gesellschaft_fuer_zahnaerztliche_Prothetik_und_Werkstoffkunde_\(DGzPW\).pdf](http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Terminologie_der_Deutschen_Gesellschaft_fuer_Funktionsdiagnostik_und_Therapie_(DGFD)_und_der_Deutschen_Gesellschaft_fuer_zahnaerztliche_Prothetik_und_Werkstoffkunde_(DGzPW).pdf).)
5. Albrektsson T, Isidor F. Consensus report: implant therapy. Lang NP, Karring T, editors. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH; 1994.
6. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, Handelsman M, Israelson H. A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clinical implant dentistry and related research*. 2000;2(3):159-65.
7. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *Journal of clinical periodontology*. 1996;23(10):971-3.
8. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clinical oral implants research*. 1991;2(2):81-90.
9. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11. doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350.
10. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk revy*. 1970;21(3):337-46.
11. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses:I. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1969;3(2):81-100. doi: 10.3109/02844316909036699.
12. Bredent mGCK. HELBO Photodynamische Therapie (Accessed October 4, 2016. at: <http://www.helbo.de/de/zahnarztinformation/klinisches-vorgehen/>.)
13. Buch R, Weibrich G, Wagner W. Criteria of success in implantology. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. 2003;7(1):42-46. doi: 10.1007/s10006-002-0432-1.

14. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19 Suppl:43-61.
15. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):161-72.
16. Cehreli MC, Uysal S, Akca K. Marginal bone level changes and prosthetic maintenance of mandibular overdentures supported by 2 implants: a 5-year randomized clinical trial. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(2):114-21. doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00143.x.
17. Chan C, Weber H. Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(6):666-71.
18. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997;68(2):186-98. doi: 10.1902/jop.1997.68.2.186.
19. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clinical oral implants research*. 1992;3(3):99-103.
20. Etman MK, Woolford M, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *The International journal of prosthodontics*. 2008;21(3):245-52.
21. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. *Journal of Periodontology*. 1961;32(3):261-67. doi: 10.1902/jop.1961.32.3.261.
22. Gómez-Román G, Axmann-Krcmar D, d'Hoedt B, Schulte W. Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des periimplantären Knochenabbaus. *Stomatologie*. 1995;92(9):463-71.
23. Gómez-Román G, d'Hoedt B, Axmann D, Schulte W. Visual metric measurement of periimplant bone defects on radiographs. A reliability study. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie*. 1996;12:104-09.
24. Harrison A. Wear of combinations of acrylic resin and porcelain, on an abrasion testing machine. *Journal of oral rehabilitation*. 1978;5(2):111-15.
25. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5th ed. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2009.
26. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11(4):450-55.
27. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2000;71(9):1412-24. doi: 10.1902/jop.2000.71.9.1412.

28. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clinical oral implants research*. 2000;11(1):1-11.
29. Hermann JS, Cochran L. Biologische Prinzipien in der oralen Implantologie. *Implantologie*. 2005;13(2):109-23.
30. Hermann JS, Jones AA, Bakaeen LG, Buser D, Schoolfield JD, Cochran DL. Influence of a machined collar on crestal bone changes around titanium implants: a histometric study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2011;82(9):1329-38. doi: 10.1902/jop.2011.090728.
31. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(5):594-99.
32. Howell AH, Brudevold F. Vertical forces used during chewing of food. *Journal of dental research*. 1950;29(2):133-6. doi: 10.1177/00220345500290020401.
33. Institut Straumann A. Straumann Emdogain: Bevor es zu spät ist Basel: Institut Straumann AG; 2011 (Accessed September 20, 2016. at: http://www.straumann.de/content/dam/internet/xy/resources/brochurecatalogue/brochures/de/straumann--emdogain---bevor-es-zu-spaet-ist/151.588_DE_LOW.pdf.)
34. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14(2):173-80.
35. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(1):22-29. doi: 10.1016/s0022-3913(13)60005-0.
36. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The journal of advanced prosthodontics*. 2010;2(3):111-5. doi: 10.4047/jap.2010.2.3.111.
37. Jungo M, Schmidli F, Jäger K, Lüthy H, Büchler M. Bestimmung der Korrosionsbeständigkeit von Dentallegierungen mit einer neuartigen Messmethode. *Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin*. 2009;119(6):584-88.
38. Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. *Vollkeramik auf einen Blick*. 5th ed. Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2012.
39. Kerschbaum T, Mentler-Koeser M, Stender E. Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde? *Zahnärztliche Mitteilungen*. 1990;80(20):2200-10.
40. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, Ahn JS, Ryu JJ. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of dentistry*. 2012;40(11):979-88. doi: 10.1016/j.jdent.2012.08.004.
41. Kohorst P, Stiesch-Scholz M. Zirkoniumdioxid - Eine Keramik auf dem Weg zum Goldstandard: *ZWP online*; 2008 (Accessed February 4, 2017. at: <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/zirkoniumdioxid-eine-keramik-auf-dem-weg-zum-goldstandard>.)
42. Kunzelmann K-H, Pospiech P, Kern M. Hat sich Vollkeramik bewährt? *ZWP Spezial*. 2008;4:22-25.

43. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *Journal of dental research*. 1989;68(12):1752-54. doi: 10.1177/00220345890680120601.
44. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *Journal of clinical periodontology*. 1983;10(6):563-78.
45. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clinical oral implants research*. 2000;11 Suppl 1:146-55.
46. Lechner J. Zirkonoxid. *GZM-Praxis und Wissenschaft*. 2003;8(2):22-25.
47. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clinical oral implants research*. 1992;3(1):9-16.
48. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *Journal of clinical periodontology*. 2008;35(8 Suppl):282-85. doi: 10.1111/j.1600-051X.2008.01283.x.
49. Loesche WJ, Svanberg ML, Pape HR. Intraoral transmission of *Streptococcus mutans* by a dental explorer. *Journal of dental research*. 1979;58(8):1765-70. doi: 10.1177/00220345790580080201.
50. Maisch T. Anti-microbial photodynamic therapy: useful in the future? *Lasers in Medical Science*. 2007;22(2):83-91. doi: 10.1007/s10103-006-0409-7.
51. Manhart J, Schenk H. Vollkeramik: was, wann, wie? *ZWP Spezial*. 2010;10(1):4-10.
52. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*. 1971;131(3):107-11.
53. Medentis m. ICX-templant - Mechanische Eigenschaften Titan Grad 4 KV Dernau: Medentis medical GmbH; 2015 (Accessed June 28, 2016. at: <http://medentis.de/wp/?ddownload=3791>.)
54. Medentis m. ICX-templant - Oberfläche des ICX-templant Dernau: Medentis medical GmbH; 2015 (Accessed June 28, 2016. at: <http://medentis.de/wp/?ddownload=3788>.)
55. Medentis m. Übersicht: ICX-Premium-Implantate: Medentis medical GmbH; (Accessed October 7, 2017. at: <https://medentis.de/shop/chirurgie/icx-premium-implantate/>.)
56. Medentis m. Wissenschaft & Studien: Medentis medical GmbH; (Accessed March 17, 2017. at: <http://medentis.de/wp/ueber-medentis/wissenschaft-studien/>.)
57. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of dental research*. 1997;76(11):1799-807. doi: 10.1177/00220345970760111201.
58. Mericske-Stern R, Grutter L, Rosch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clinical oral implants research*. 2001;12(4):309-18.

59. Mettraux G, Dörtbudak O. Die antimikrobielle Photodynamische Therapie (PDT) (Accessed October 4, 2016. at: http://www.helbo.de/fileadmin/docs/wissenschaft/PDT_Mettraux_Bericht.pdf.)
60. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant dentistry*. 2008;17(1):5-15. doi: 10.1097/ID.0b013e3181676059.
61. Mitov G, Anastassova-Yoshida Y, Nothdurft FP, von See C, Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(1):30-6. doi: 10.4047/jap.2016.8.1.30.
62. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(8):909-18. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.010.
63. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(3):358-63. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.001.
64. N.V. GE. Fujirock EP von GC: Superhartgips Typ 4 Leuven: GC Europe N.V.; (Accessed June 10, 2017. at: <http://www.gceurope.com/de/products/fujirock/>.)
65. Neukamm F. Lebenserwartung von Implantaten und Implantatlager. Wissenschaftliche Stellungnahme der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2000;55.
66. Olate S, Lyrio MC, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RW. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2010;68(2):414-9. doi: 10.1016/j.joms.2009.10.002.
67. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dental materials journal*. 2017;36(4):387-93. doi: 10.4012/dmj.2016-305.
68. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical oral implants research*. 2000;11(2):179-82.
69. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):20-29. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.06.002.
70. Picodent. picodent hydro-plaster Produktbeschreibung Wipperfürth: picodent Dental-Produktions- und Vertriebs-GmbH; (Accessed May 30, 2017. at: http://www.picodent.de/artikel/598-picodent_hydro_plaster.html.)
71. Pospiech P. Chipping-systemimmanente oder verarbeitungsbedingte Probleme? *Quintessenz*. 2010;61(2):173-81.
72. Pospiech P. Monolithische Rekonstruktionen aus Zirkoniumdioxid (ZrO₂). *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2013;68(10):628-35.

73. Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. Keramik-Vollkeramik: Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin: 3M ESPE; 2004 (Accessed February 4, 2017. at: http://multimedia.3m.com/mws/media/5987970/lava-keramik-vollkeramik-kompendium.pdf?fn=Lava_Vollkeramik_Kompend_D.pdf.)
74. Rehberg HJ. Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das? Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 1971;26:696-99.
75. Reich S, Vollborn T, Wolfart S. Die optische intraorale Abformung-vier Systeme im Überblick. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. 2012;67(3):177-89.
76. Renk A, Hartmann D, Heß J, Stölzel P, Werner D. Werkstoffkunde I: Materialtechnische Grundlagen. In: Würzburg PfZP, editor. Julius-Maximilians-Universität Würzburg2008. p. 18-34.
77. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clinical oral implants research. 2006;17 Suppl 2:35-51. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01349.x.
78. Rinke S, Schafer S, Lange K, Gersdorff N, Roediger M. Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. Journal of oral rehabilitation. 2013;40(3):228-37. doi: 10.1111/joor.12018.
79. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. The International journal of prosthodontics. 2009;22(6):553-60.
80. Sanderink RBA, Zitzmann NU, Saxer UP, Schlagenhauf U, Persson R, Erne P. Parodontitis und Periimplantitis: in den menschlichen Körper disseminierende Biofilm-Infekte. Quintessenz Verlags-GmbH. 2008;59(3):273-85.
81. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. J Periodontol. 2004;75(2):292-96. doi: 10.1902/jop.2004.75.2.292.
82. Schlagenhauf U. Parodontologie: Begleitskript zur Hauptvorlesung Parodontologie. Klinik und Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Würzburg2006.
83. Schulda C, Steveling H. Zehnjahresresultate mit dem Astra-Tech-Implantatsystem. Implantologie. 2006;14(1):81-92.
84. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. Journal of dental research. 1991;70(3):221-5. doi: 10.1177/00220345910700031301.
85. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. The Journal of prosthetic dentistry. 1989;62(3):264-69.
86. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. The Journal of prosthetic dentistry. 1990;64(1):18-24.
87. Stein JM. Diagnostik in der Parodontologie. Quintessenz. 2012;63(9):1127-37.
88. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. Journal of oral rehabilitation. 2014;41(4):314-22. doi: 10.1111/joor.12139.

89. Stober T, Bermejo JL, Schwindling FS, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of oral rehabilitation*. 2016;43(8):621-9. doi: 10.1111/joor.12409.
90. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik*. 2. 4th ed. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011. p. 491-93.
91. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik*. 4th ed. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2010.
92. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum: Prothetik*. 4th ed. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011.
93. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.03.014.
94. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(5):667-73. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.033.
95. Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Wang C-Y, Koshy G, Romanos G, Ishikawa I, Izumi Y. Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and peri-implant diseases. *Periodontology 2000*. 2009;51(1):109-40. doi: 10.1111/j.1600-0757.2009.00302.x.
96. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000;71(4):546-49. doi: 10.1902/jop.2000.71.4.546.
97. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative dentistry*. 2001;26(4):367-74.
98. Tsigaras A. Retrospektive klinische Studie zum Langzeitverhalten von In-Ceram-Einzelzahnkronen über einen Zeitraum von mehr als 10 Jahren [Medizinische Dissertation]. Göttingen: Georg-August-Universität Göttingen; 2010.
99. van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(2):217-23.
100. Watzek G, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, editors. *Zahnärztliche Chirurgie*. 4th ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2009. p. 227-46.
101. Weber HP, Crohin CC, Fiorellini JP. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clinical oral implants research*. 2000;11(2):144-53.
102. Weber T. *Memorix Zahnmedizin*. 4th ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
103. Wirz J. Auswirkungen restaurativer Werkstoffe auf die Mundschleimhaut. *Zahnärztliche Mitteilungen*. 2002;22.

104. Wirz J. Schädigung des Parodonts durch zahnärztliche Werkstoffe. Zahnärztliche Welt. 1993;102:146-62.
105. Wirz J, Schmidli F, Jäger K. Probleme mit Edelmetalllegierungen, Teil 1: Goldgusslegierungen. Quintessenz. 1997;48(6):827-37.
106. Wismeijer D, van Waas MA, Mulder J, Vermeeren JI, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. Clinical oral implants research. 1999;10(4):297-306.
107. Zach GA, Langland OE, Sippy FH. The use of orthopantomograph in longitudinal studies. The Angle orthodontist. 1969;39(1):42-50. doi: 10.1043/0003-3219(1969)039<0042:tuotoi>2.0.co;2.
108. Zirkonzahn G. CAD/CAM Software: Zirkonzahn.Cam Gais, Südtirol: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; (Accessed January 29, 2017. at: <http://zirkonzahn.com/de/cad-cam-systeme/software/zirkonzahn-cam.>)
109. Zirkonzahn G. CAD/CAM Software: Zirkonzahn.Modellier Gais, Südtirol: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; (Accessed January 29, 2017. at: <http://zirkonzahn.com/de/cad-cam-systeme/software/zirkonzahn-modellier.>)
110. Zirkonzahn G. CAD/CAM Software: Zirkonzahn.Scan Gais, Südtirol: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; (Accessed January 24, 2017. at: <http://www.zirkonzahn.com/de/cad-cam-systeme/software/zirkonzahn-scan.>)
111. Zirkonzahn G. CAD/CAM Systeme: Scanner S600 Arti Gais, Südtirol: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; (Accessed January 24, 2017. at: <http://www.zirkonzahn.com/de/cad-cam-systeme/scanner-s600-arti.>)
112. Zirkonzahn G. Datenblatt Prettau Zirkonia Gais, Südtirol: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; 2013 (Accessed February 7, 2017. at: <http://www.zirkonzahn.com/assets/files/anleitungen-informationen-studien/INT-Data-sheet-Prettau-Zirconia.pdf.>)
113. Zirkonzahn G. Prettau Zirkon Gais, Südtirol: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; (Accessed February 7, 2017. at: <http://www.zirkonzahn.com/de/prettau-zirkon/prettau-zirkon.>)
114. Zirkonzahn G. Produktkatalog: Zirkonzahn GmbH Enrico Steger; 2013 (Accessed January 29, 2017. at: <http://zirkonzahn.com/assets/files/kataloge/DE-Produktkatalog-web.pdf.>)
115. Zitzmann NU, Walter C, Berglundh T. Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Periimplantitis - eine Übersicht. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. 2006;61(12):642-49.

7 Anhang



CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Campus Benjamin Franklin, CharitéCentrum 3 für ZMK

Prof. Dr. Peter Pospiech

CharitéCentrum 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin
und Funktionslehre
Leiter: Univ.-Prof. Dr. Florian Beuer, MME

Allmannshäuser Str. 4-6, 14197 Berlin

Tel. Sekr. 030/450 562 702
Fax 030/450 562 912
E-mail prothetik@charite.de
<http://prothetik.charite.de>

Berlin, im Oktober 2015

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

vielen Dank, dass Sie sich dazu bereit erklärt haben, an der klinischen Nachuntersuchung in der Praxis Ihres Zahnarztes Herrn Dr. Dr. Pohl in Jahnsdorf teilzunehmen.

Sowohl er, als auch die Universitätsmedizin Charité ist bemüht, die bestmögliche Versorgung unserer Patienten zu gewährleisten.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, verlässliche Daten über die Nachhaltigkeit bestimmter prothetischer Restaurationen zu erhalten sowie die Patientenzufriedenheit, Mundgesundheit und die damit verbundene Lebensqualität zu untersuchen.

Dazu können Sie einen großen Beitrag leisten, in dem Sie neben der üblichen jährlichen Kontrolle an wenigen, kostenlosen zusätzlichen Untersuchungen teilnehmen.

Anhand dieser Untersuchungen und der anschließenden Patientenbefragung werden die Vor- und Nachteile verschiedener Werkstoffe und Versorgungen einander gegenübergestellt und ausgewertet. Die daraus gewonnenen Kenntnisse sollen dazu dienen, die Versorgungsqualität in Deutschland weiter zu steigern.

Die von uns ermittelten Daten werden selbstverständlich im Sinne des Datenschutzes vertraulich behandelt (siehe Datenschutzerklärung auf der nächsten Seite).

Als Dankeschön für Ihre Teilnahme erhalten Sie von der Firma ZirkonZahn ein kleines Präsent.

Bei Fragen stehen wir Ihnen jederzeit gerne zur Verfügung.

Ich bitte Sie deshalb sehr herzlich, die Sie untersuchenden Zahnärzte Anke Bosler, Verena Huber und Benedikt Merkle nach besten Kräften zu unterstützen.

Mit freundlichen Grüßen und herzlichem Dank im Voraus.

Prof. Dr. Peter Pospiech

CHARITÉ – UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
Gliedkörperschaft der Freien Universität Berlin und der Humboldt-Universität zu Berlin
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin | Telefon +49 30 450-50 | www.charite.de



CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

DATENSCHUTZERKLÄRUNG

Bei wissenschaftlichen Studien werden persönliche Daten über Sie erhoben. Die Weitergabe, Speicherung und Auswertung dieser studienbezogenen Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt Ihr Einverständnis voraus. Die Aufzeichnung der erhobenen Daten erfolgt anonymisiert (d.h. ohne Namensnennung), die Daten werden in einen Dokumentationsbogen eingetragen.

Die Durchführung einer Studie ist nur zulässig, wenn Sie mit der Aufzeichnung Ihrer Daten und deren Weitergabe an die Studienleiter einverstanden sind.

Sowohl die Doktoranden als auch die Studienleitung der Charité Universitätsmedizin unterliegen der Schweigepflicht und müssen den Datenschutz beachten.

Eine Weitergabe von Daten erfolgt ausschließlich in anonymisierter Form und ausschließlich zu wissenschaftlichen Zwecken (ohne namentliche Nennung).

Sie haben jederzeit das Recht, Ihre Daten einzusehen, die Studienteilnahme abzulehnen oder nachträglich ohne Nennung eines Grundes Ihr Einverständnis zu widerrufen.

Berlin, im Oktober 2015

Prof. Dr. Peter Pospiech (Studienleiter)

EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

Ich bestätige, die Datenschutzerklärung gelesen zu haben, und stimme der Teilnahme an dieser Studie zu. Ich hatte die Möglichkeit, Fragen zur Studie zu stellen und verstehe den vollständigen Zweck, die Vorgehensweise, den Nutzen, die Risiken und meine Rechte bezüglich der Teilnahme. Ich bestätige, dass mir eine Kopie dieser Zustimmungserklärung für meinen eigenen persönlichen Gebrauch ausgehändigt wurde.

Jahnsdorf, den

.....
Name des Patienten (Druckbuchstaben)

Unterschrift des Patienten

CHARITÉ – UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
Gliedkörperschaft der Freien Universität Berlin und der Humboldt-Universität zu Berlin
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin | Telefon +49 30 450-50 | www.charite.de



CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

ANAMNESEBOGEN

PNR: _____

ALLERGIEN

Hep A Hep B Hep C

INFEKTIONSKRANKHEITEN TBC HIV

Sonstige : _____

MEDIKAMENTE

HERZKREISLAUF & BLUTGERINUNGSSTÖRUNG

DIABETES MELLITUS Nein
Ja: Typ I Typ II

ENDOKARDITIS Nein
Ja

RHEUMA-ERKRANKUNG Nein
Ja

NICOTINABUSUS Nein
Ja wieviel? _____

SCHWANGERSCHAFT Nein
Ja

WAS SONST NOCH ZU
BEACHTEN IST (EPILEPSIE,
ASTHMA,...)

CHARITÉ – UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN

Gliedkörperschaft der Freien Universität Berlin und der Humboldt-Universität zu Berlin
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin | Telefon: 149 30 450-50 | www.charite.de



CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Klinik für Zahnärztliche Prothetik

PNR:

Datum:

I PATIENTENDATEN

I.1 Geschlecht

I.1.1 männlich

I.1.2 weiblich

I.2 Geburtsdatum _____

I.3 Alter

<18	18-30	31-50	51-70	> 70
-----	-------	-------	-------	------

I.4 Letzter Zahnarztbesuch _____

Halbjährlich	Jährlich	> Jährlich
--------------	----------	------------

I.4.1 Regelmäßigkeit

II ZAHNERSATZ

II.1 Einsetzdatum _____

II.2 Versorgung

II.2.1 Dreigliedrige Brücke (Zweipfeilerbrücke) SZ

II.2.1.1 Ausdehnung _____

II.2.1.2 Prettau Zirkon

II.2.1.3 NEM vollverblendet

II.2.1.4 NEM teilverblendet

II.2.2 Drei- oder Mehrpfeilerbrücke SZ

II.2.2.1 Ausdehnung _____

II.2.2.2 Prettau Zirkon

II.2.2.3 NEM vollverblendet

II.2.2.4 NEM teilverblendet



CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Klinik für Zahnärztliche Prothetik

PNR:

Datum:

II.2.3 Prettau-Bridge

II.2.3.1 Ausdehnung _____

II.3 Verankerung

II.3.1 Rein Zahngetragen

II.3.2 Rein Implantatgetragen

II.3.3 Zahn- und Implantatgetragen

II.4 Befestigung

II.4.1 Glasionomerezement

II.4.2 Zinkoxidphosphatzement

II.4.3 RelyX

II.4.4 GC FujiCem

II.4.5 Sonstiges _____

II.5 Lage des Kronenrandes

II.5.1 zum Einsetztermin Heute

II.5.1.1 supragingival

II.5.1.2 isogingival

II.5.1.3 subgingival

III ZAHNÄRZTLICHE ANAMNESE

III.1 Zufriedenheit mit bestehendem Zahnersatz bezüglich:

	Sehr zufrieden	Zufrieden	Mäßig zufrieden	Nicht zufrieden
--	----------------	-----------	-----------------	-----------------

III.1.1 Kaufähigkeit

III.1.2 Ästhetik



CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Klinik für Zahnärztliche Prothetik

PNR:

Datum:

IV DENTALER BEFUND

	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
IV.1 PBI																
IV.2 Vitalität																
IV.3 Perkussion																
IV.4 Lockerung																
IV.5 Plaqueindex																
IV.6 Gingivaindex																
IV.7 Chipping																
IV.8 Randschluss																
IV.9 Randverfärbung/ Sekundärkaries																
IV.10 Okklusionsprotokoll																
IV.11 Approximalkontakt																

IV.11 Approximalkontakt																
IV.10 Okklusionsprotokoll																
IV.9 Randverfärbung/ Sekundärkaries																
IV.8 Randschluss																
IV.7 Chipping																
IV.6 Gingivaindex																
IV.5 Plaqueindex																
IV.4 Lockerung																
IV.3 Perkussion																
IV.2 Vitalität																
IV.1 PBI																
	48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Verena Huber, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Vergleichende klinische Nachuntersuchungen von zahn- und implantatgetragenen Brücken aus einer verblendeten edelmetallfreien Legierung (EMF) und Zirkoniumdioxid – Comparative clinical studies of tooth-borne and implant-borne bridges of veneered base metal and zirkonium dioxide selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

„Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.“

Danksagung

Ich möchte mich bei allen, die mich in irgendeiner Weise bei der Fertigstellung dieser Arbeit unterstützt haben, recht herzlich bedanken.

Ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Peter Pospiech der mir dieses Thema zur Verfügung gestellt hat und mich bei der Anfertigung der Arbeit stets unterstützt hat.

Auch Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Andreas Pohl und dem kompletten Praxisteam der Dental Family Dr. Dr. Andreas Pohl & Dr. Carmen Pohl (Jahnsdorf/Erzgebirge) möchte ich herzlichst danken für die Überlassung der Praxisräume, Materialien und Patientendaten, die mir erst diese klinische Nachuntersuchung ermöglicht haben.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr. med. dent. Wolfgang Hannak für die Übernahme des Ko-Betreuers.


Ebenso möchte ich mich bei der Zahnarztpraxis Dr. Manfred Pletz (Rotthalmünster) bedanken, die mir die Röntgensoftware zur Ausmessung der Implantate zur Verfügung gestellt hat.

Meiner Freundin und ehemaligen Kommilitonin Anke Bosler danke ich sehr für die Unterstützung bei der Datenerhebung in der Praxis Dental Family.

Ebenso möchte ich meiner Freundin Lisa Baumgartner danken, die immer ein offenes Ohr bei statistischen Fragen für mich hatte.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei meinen Eltern, bei meinen beiden Geschwistern und meinem Freund bedanken, die mich während des kompletten Studiums sowie bei der Anfertigung dieser Arbeit immer liebevoll unterstützt haben und mir stets beiseite standen.

Bescheinigung Statistik



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften


Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Name, Vorname: Huber, Verena
Emailadresse: verena.huber@charite.de
Matrikelnummer: 225202
PromotionsbetreuerIn: Prof. Dr. Peter Pospiech
Promotionsinstitution/ Klinik: Abteilung für zahnärztliche Prothetik, Altersmedizin und Funktionslehre der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE)
Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin

Tel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>



Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Frau Verena Huber innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei mir eine statistische Beratung zu ihrem Promotionsvorhaben „Vergleichende klinische Nachuntersuchungen von 3- bis 5-gliedrigen zahn- und implantatgetragenen Brücken aus einer verblendeten edelmetallfreien Legierung (EMF) und Zirkoniumdioxid hinsichtlich dentaler und parodontaler Parameter“ wahrgenommen hat.

Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 30.3.2016 (Fr. Olga Jakob)
- Termin 2: 21.6.2017 (Hr. Klaus Lenz)
- Termin 3: 25.6.2019

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- Empfehlung zur adäquaten Deskription der erhobenen Daten je nach Art und Verteilung der Variablen
- Empfehlungen zur korrekten Anwendung geeigneter statistischer Tests in Abhängigkeit von den Fragestellungen (Chi-Quadrat-Test, Test auf linearen Trend, Mann-Whitney-U- bzw. Kruskal-Wallis-Test)
- Hinweise auf ggf. Verwendung faktorieller Modelle
- Hinweis zur Interpretation der Ergebnisse und gefundenen Signifikanzen
- Hinweis auf Korrektur bzgl. multiplen Testens
- Bitte in der Diskussion aufgreifen, dass durch die teilweise kleinen Fallzahlen in Subgruppenanalysen die Power naturgemäß gering war und die in dieser Arbeit gefundenen Resultate durch weitere unabhängige Studien bestätigt werden müssen.

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum:

08.07. 2019

Name des Beraters/ der Beraterin:

A. Stroux

Unterschrift BeraterIn, Institutsstempel

 **CHARITÉ**
UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
Institut für Biometrie und Klinische Epidemiologie
Campus Charité Mitte
Charitéplatz 1 | D-10117 Berlin
Besucheranschrift: Rahel-Hirsch-Weg 5

CHARITÉ – UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
Gliedkörperschaft der Freien Universität Berlin und der Humboldt-Universität zu Berlin
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin | Telefon +49 30 450-50 | www.charite.de