

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
– Plastische Operationen  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Ex vivo Vergleich variierender Bohrprotokolle an unterschiedlichen Knochenqualitäten mit  
vier verschiedenen Zirkondioxidimplantatsystemen an porcinen Knochenpräparaten

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Zahnmedizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Marius Morlock  
aus Pforzheim

Mainz, 2019

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion:

30. Juni 2020

# Widmung

Meiner Familie

# Inhaltsverzeichnis

<b>INHALTSVERZEICHNIS</b> .....	<b>1</b>
<b>1. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>6</b>
<b>2. TABELLEN- UND BILDVERZEICHNIS</b> .....	<b>7</b>
<b>3. ZIEL DER DISSERTATION</b> .....	<b>9</b>
<b>4. LITERATURDISKUSSION</b> .....	<b>11</b>
4.1    IMPLANTATE IN DER ZAHNMEDIZIN .....	11
4.2    ZIRKONDIOXIDIMPLANTATE .....	11
4.2.1 <i>Werkstoff Keramik: Zirkondioxidkeramik</i> .....	12
4.2.2 <i>Festigkeit</i> .....	14
4.2.3 <i>Biokompatibilität</i> .....	16
4.3    EINTEILIGE VERSUS ZWEITEILIGE IMPLANTATSYSTEME (GEOMETRIE MODERNER IMPLANTATSYSTEME).....	17
4.4    PRIMÄR- UND SEKUNDÄRSTABILITÄT .....	19
4.4.1 <i>Bohrprotokoll</i> .....	21
4.4.2 <i>Knochenqualität</i> .....	22
4.5    OSSEOINTEGRATION UND OBERFLÄCHENBESCHAFFENHEIT .....	23
4.6    WEICHGEWEBSINTEGRATION .....	25
4.7    KLINISCHE STUDIENLAGE ZU ZIRKONDIOXIDIMPLANTATE .....	28
4.8    ZIRKONDIOXID VERSUS TITAN .....	29
<b>5. MATERIAL UND METHODEN</b> .....	<b>31</b>
5.1    IMPLANTATSYSTEME .....	31
5.1.1 <i>PURE Ceramic Implant (Straumann®)</i> .....	31
5.1.2 <i>Ceramic.implant (vitaclinical®)</i> .....	31
5.1.3 <i>Zeramex® XT (Dentalpoint AG)</i> .....	32
5.1.4 <i>Ceralog Monobloc M10 (Camlog)</i> .....	32
5.2    KNOCHENPROBENGEWINNUNG UND VORBEREITUNG ZUR IMPLANTATION .....	33
5.3    VERSUCHSAUFBAU ZUR PRIMÄRSTABILITÄT .....	34
5.3.1 <i>Bohrprotokoll</i> .....	34
5.3.2 <i>Insertion von fünf unterschiedlichen Implantaten</i> .....	35
5.3.3 <i>Messung der Drehmomente</i> .....	38

5.4	AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE.....	38
<b>6.</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>40</b>
6.1	ERGEBNISSE ZUM PURE CERAMIC IMPLANT.....	40
6.2	ERGEBNISSE ZUM CERAMIC.IMPLANT 4 MM DURCHMESSER.....	42
6.3	ERGEBNISSE ZUM CERAMIC.IMPLANT 5 MM DURCHMESSER.....	44
6.4	ERGEBNISSE ZUM ZERAMEX XT®.....	46
6.5	ERGEBNISSE ZUM CERALOG MONOBLOC M10.....	48
<b>7.</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>50</b>
7.1	DISKUSSION DER $H_{0/1}$ -HYPOTHESE.....	51
7.2	EINFLUSS DES IMPLANTATDESIGNS AUF DIE PRIMÄRSTABILITÄT.....	54
7.3	LIMITATIONEN DES VERSUCHSAUFBAUS.....	60
7.4	SCHLUSSFOLGERUNGEN.....	63
<b>8.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>64</b>
<b>9.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>66</b>
<b>10.</b>	<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>77</b>
<b>11.</b>	<b>TABELLARISCHER LEBENSLAUF.....</b>	<b>78</b>

## 1. Abkürzungsverzeichnis

API	Approximaler Plaqueindex
B1-B4	Bohrprotokoll 1-4
BIC	Knochen-Implantat-Kontakt (Bone implant contact)
BOP	Bleeding on probing
CAD	Computer-aided design
CAM	Computer-aided manufacturing
CI	Konfidenzintervall (confidence interval)
CIM	Ceramic Injection Molding
HIP	Hot Isostatic Postcompaction
ISQ	Implantatstabilitätsquotient
ITI	International Team for Implantology
MTT	3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazoliumbromid
NaCl	Natriumchlorid
p	p-Wert
SBI	Sulkus-Blutungs-Index
SD	Standardabweichung (standard deviation)
VEGF	Endothelwachstumsfaktor (Vascular Endothelial Growth Factor)
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Yttriumoxid
Y-TZP	yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals
ZrO <sub>2</sub>	Zirkondioxid
ZrO <sub>2</sub> -ATZ-HIP	Zirkondioxid-Alumina-thoughened-Zirconia - Hot Isostatic Postcompaction
3D	dreidimensional

## 2. Tabellen- und Bildverzeichnis

Abbildung 1: Kristallphasen des Zirkondioxid in Abhängigkeit der Temperatur nach Snétivy et al. (28). .....	13
Abbildung 2: Mechanische Eigenschaften von Zirkondioxid im Vergleich zu Titan (Camlog) (2). .....	14
Abbildung 3: Bruchlast von Keramikimplantaten in Abhängigkeit vom Durchmesser (24). .....	15
Abbildung 4: Inverser Verlauf von Primär- und Sekundärstabilität (62). .....	21
Abbildung 5: Knochen-Implantat-Kontakt (BIC) in Abhängigkeit von der Rautiefe $R_a$ der Implantatoberfläche (24, 70). .....	24
Abbildung 6: von links: PURE Ceramic Implant, Ceramic.implant, Zeramex <sup>®</sup> XT, Ceralog Monobloc M10 .....	32
Abbildung 7: markierter D2/D3-Knochen bei Zustand vor Implantation.....	33
Abbildung 8: Bohrer nach Implantatsystem von links: PURE Ceramic Implant, Ceramic.implant 4x10 mm.....	34
Abbildung 9: Bohrer nach Implantatsystem von links: Zeramex <sup>®</sup> XT, Ceralog Monobloc.....	35
Abbildung 10: von links: Bohrerstet für Ceramic.implant 5x10 mm und Gewindeschnittiefen analog zu 5.3.1.....	35
Abbildung 11: Chirurgie-System „Elcomed“ und chirurgisches Winkelstück „IMPLANT 20:1“ .....	36
Abbildung 12: Präparation des Implantatbettes in D4-Knochen .....	36
Abbildung 13: Präparation des Gewindeschnitts in D2/D3-Knochen.....	37
Abbildung 14: Vorbereiteter D4-Knochenblock prä insertionem .....	37
Abbildung 15: Messung der Drehmomente mit Kraft- und Drehmomentanzeigergerät „AFTI“ .....	38
Abbildung 16: Ceramic.implant 5,0 mm x 10 mm im D4-Knochenblock post insertionem.....	39
Abbildung 17: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des PURE Ceramic Implant .....	41
Abbildung 18: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Ceramic.implant 4 mm Durchmesser .....	43

---

Abbildung 19: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Ceramic.implant 5 mm Durchmesser .....	45
Abbildung 20: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Zeramex XT® ...	47
Abbildung 21: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Ceralog Monobloc M10 .....	49
Abbildung 22: Zusammenfassende Tabelle der gemessenen mittleren Eindrehmomente und die vom Hersteller empfohlenen Drehmomente des PURE Ceramic Implant und Ceramic.implant ø 4 mm .....	52
Abbildung 23: Zusammenfassende Tabelle der gemessenen mittleren Eindrehmomente und die vom Hersteller empfohlenen Drehmomente des Zeramex XT® und Ceralog Monobloc M10 .....	53
Abbildung 24: von links: PURE Ceramic Implant, Ceramic.implant, Zeramex® XT, Ceralog Monobloc M10 .....	55



### 3. Ziel der Dissertation

Gegenstand dieser Arbeit ist die Untersuchung von modernen, freiverkäuflichen Zirkondioxidimplantaten und die Auswirkung eines veränderten Bohrprotokolls auf deren Primärstabilität.

Zirkondioxid ist eine Hochleistungskeramik, die sich seit vielen Jahren als Werkstoff in der modernen Zahnmedizin bewährt hat. Der Werkstoff Zirkondioxid hat seit einigen Jahren auch Einzug in die Implantologie gefunden. In Händen des erfahrenen Implantologen beginnt es, dem altbewährten Werkstoff Titan für die geeignete Indikation, Konkurrenz zu bereiten. Seit dem Misserfolg der Aluminiumoxidimplantate, wie dem „*Tübinger Sofortimplantat*“, verbesserten sich die keramischen Werkstoffe bis heute stetig (1). Die sehr guten biologischen Eigenschaften, kombiniert mit vergleichbaren mechanischen Festigkeiten wie Titan, machen heute eine Versorgung mit Yttrium-stabilisierten-Zirkondioxidimplantate möglich (2). In 2018 empfahl der ITI Consensus Report die Anwendung von einteiligen Zirkondioxidimplantate bei entsprechender Indikation (3).

Der Vorzug einer metallfreien Versorgung mit Zirkondioxidimplantaten ist jedoch mit besonderen Anforderungen verbunden. Hohe Ansprüche müssen hier insbesondere an das Design des Implantatkörpers gestellt werden. Geringe Materialstärken des Werkstoffs können ein Schwachpunkt in der Konstruktion bedeuten. Deshalb können erhöhte Misserfolgsraten durch Implantatfrakturen bei durchmesserreduzierten Implantaten oder mögliche Chipping-Frakturen am Implantatgewinde für die Hersteller weiterhin eine Herausforderung darstellen (4, 5).

Daher haben Zirkondioxidimplantate meist nichtschneidende Gewinde und benötigen eine spezielle Aufbereitung des Implantatbettes mittels eines Gewindeschneiders. Dies ist ein wichtiger Schritt bei der Insertionstechnik. Zu hohe Eindrehmomente bergen das Risiko einer Fraktur für das Implantat (5). Dennoch soll das Implantat auch eine adäquate Primärstabilität aufweisen, um z.B. eine provisorische Sofortversorgung möglich zu machen (6). Besonderer Fokus hat hierbei der weiche D4-Knochen welcher oft im Oberkieferknochen gefunden werden kann. Bei falscher Insertionstechnik kann bei strikter Anwendung der Implantations-Bohrprotokolle im weichen Knochen eine geringere Primärstabilität erzielt werden.

In dieser Arbeit wird die Primärstabilität von vier verschiedenen, kommerziell erhältlichen Zirkondioxidimplantaten mit unterschiedlichen Bohrprotokollen im weichen und mittelharten Knochen untersucht. Jeder Hersteller empfiehlt zu ihren Implantatsystemen individuelle, maximale Eindrehmomente. Die maximal empfohlenen Eindrehmomente der verwendeten Implantate rangieren zwischen 35 Ncm und 45 Ncm (2, 7-9). Im Hinblick auf das maximal empfohlene Eindrehmoment erfolgt die Interpretation der Versuchsergebnisse auf das jeweilige Implantatsystem bezogen. Ziel ist es herauszufinden, ob im weichen D4-Knochen eine bessere Primärstabilität nach Modifikation des Gewindeschnitts erreicht werden kann.

Im folgendem werden die Hypothesen der Arbeit erläutert:

H<sub>0</sub>-Hypothese: Es gibt keine Verbesserung der Primärstabilität eines Zirkondioxidimplantats definierter Größe und Design, gemessen am Eindrehmoment, im weichen D4-Knochen bei einem reduzierten Gewindeschnitt im Vergleich zum kompletten Gewindeschnitt.

H<sub>1</sub>-Hypothese: Es gibt eine Verbesserung der Primärstabilität eines Zirkondioxidimplantats definierter Größe und Design, gemessen am Eindrehmoment, im weichen D4-Knochen bei einem reduzierten Gewindeschnitt im Vergleich zum kompletten Gewindeschnitt.

Nebenfragestellungen, die sich aufgrund des Versuchsaufbaus ergeben, sind:

- Gibt es einen Unterschied hinsichtlich der Primärstabilität, gemessen am Eindrehmoment, zwischen den **zwei Knochenarten bei gleichem Implantatsystem und gleichem Bohrprotokoll?**
- Gibt es einen Unterschied hinsichtlich der Primärstabilität, gemessen am Eindrehmoment, zwischen den **Implantsystemen bei gleichem Bohrprotokoll und gleichem Knochen?**
- Gibt es einen Unterschied hinsichtlich der Primärstabilität, gemessen am Eindrehmoment zwischen **zwei unterschiedlichen Implantatdurchmesser eines Implantatsystems bei gleichem Bohrprotokoll und gleichem Knochen?**

## 4. Literaturdiskussion

### 4.1 Implantate in der Zahnmedizin

Die erste Implantation eines schraubenförmigen Implantats führte Alvin Strock 1937 mit einem Vitallium-Schraubenimplantat durch (10). Erster Durchbruch gelang Manlio Formigini, der „Vater der modernen Implantologie“, mit seiner Heliokoidalschraube aus Tantal, welche, durch ihr Design, Osseointegration zuließ (11).

In den 1960er Jahren entwickelte Dr. Leonard Linkow das Blattimplantat, welches in verschiedenen Konfigurationen im Ober- und Unterkiefer Anwendung fand (10).

1978 stellte Dr. P. Brånemark sein zweiteiliges, wurzelförmiges Implantatsystem vor, welches mit einem Gewinde versehen war. Diese Implantate wurden zum ersten Mal 1965 an Patienten verwendet. Bis heute zeigen Brånemark Implantate die zeitlich am längsten dokumentierten Patientenfälle (12). Seiner Forschung folgend, inserierte Brånemark Titankammerchen in das Femur lebender Kaninchen, um den Blutfluss zu untersuchen. Mit der Zeit adhärierte die Oberfläche aus Titan am Knochen. Brånemark beobachtete bei seinen Versuchen, dass knöcherne Frakturen der Kaninchen Tibiae immer im Knochen und nicht zwischen Knochen und Implantat zu finden waren. Hieraus entsprang später das Konzept der Osseointegration (13).

Seither hat sich das generelle Design von Titanimplantaten nicht grundlegend geändert. Stetige Verbesserung erfolgte vor allem im Bereich der Implantatoberflächen, was sich in einer überlegeneren Osseointegration und damit erhöhten Überlebensrate dieser Implantate äußerte (14). Schon 1989 konnten mit dem IMZ Implantat sehr gute Erfolgsraten über einen 10-Jahreszeitraum von 97,8 Prozent erreicht werden (15). 1993 zeigte Dr. David Scharf, dass es keinen signifikanten Unterschied in der Erfolgsrate gab, ob eine Implantation unter aseptischen oder sterilen Bedingungen stattfindet (16). Auch diese Studie bereitete den Weg des Implantats in den Praxisalltag, wodurch in Deutschland im Jahr 2018 ca. 1,3 Millionen Implantatinsertionen erreicht wurde (17).

### 4.2 Zirkondioxidimplantate

In der Forschung und Weiterentwicklung der ästhetischen Zahnheilkunde rückt die Einzelzahnrestauration immer mehr in den Fokus. Werkstoffe mit einer natürlichen,

zahnfarbenen Optik stellen für den Patienten mittlerweile ein Muss dar. Die ästhetisch weiße Farbe ist auch in der dentalen Implantologie in Form von weißen Zirkondioxidimplantaten angekommen. Für den Patienten steht bei Entscheidung zur Implantation jedoch nicht nur die Farbe, sondern meist der Wunsch nach einer metallfreien Versorgung im Vordergrund. Zirkondioxidimplantate werden hierbei durch den Patienten zunehmend als Alternative wahrgenommen. Als eine der ersten kommerziell erhältlichen keramischen Implantatsysteme kam in den 1980er Jahren das sog. Tübinger-Sofortimplantat auf dem Markt. Das aus Aluminiumoxid gefertigte Implantat musste jedoch schon bald aufgrund hoher Frakturaten vom Markt genommen werden (1). Wissenschaftliche Untersuchungen dieser Aluminiumoxidimplantate zeigten weniger Knochen-Implantatkontakt und eine deutlich geringere Überlebensrate als Titanimplantate (18-21). Aufgrund der mangelhaften Belastbarkeit und hohem Risiko von Implantatfrakturen wurde der Werkstoff Aluminiumoxid zur Herstellung dentaler Implantate nicht mehr verwendet (22). Zu Beginn des 21. Jahrhunderts schaffte das in der prothetischen Versorgung bereits lange Zeit bekannte Zirkondioxid den erneuten Durchbruch als Werkstoff zur Herstellung von Zahnimplantaten (23). Zirkondioxid erwies sich, durch die zahnfarbene Optik und die stark verbesserten physikalischen Eigenschaften, dem Aluminiumoxid weit überlegen (24-26).

#### 4.2.1 Werkstoff Keramik: Zirkondioxidkeramik

Das Wort Keramik kommt aus dem Griechischen und bedeutet so viel wie „Töpfer-Ton“. Gebrannte Keramiken, wie Tongefäße, fanden schon seit jeher Anwendung im alltäglichen Leben und Arbeiten (27). Keramiken sind nichtmetallische, anorganische Feststoffe, die durch Erhitzen und anschließendem Erkalten entstehen. Dabei können sie verschiedene kristalline Zustände annehmen. Im heutigen Sprachgebrauch stehen Keramiken jedoch für eine Fülle von verschiedenen Werkstoffen unter anderem Gläser, Zemente und Hochleistungskeramiken (25).

Ein Vertreter der Hochleistungskeramiken ist das Oxid des Zirkons ( $ZrO_2$ ). Zirkon ist eines der am meisten vorkommenden Elemente der Erde. Die Schmelztemperatur des Zirkondioxids liegt bei 2680 °C. Besondere werkstoffkundliche Eigenschaften besitzt

das Zirkon durch seine verschiedenen kristallinen Zustände. Zirkondioxid tritt in kubischer, tetragonaler und monokliner Struktur (Abbildung 1) auf (28).

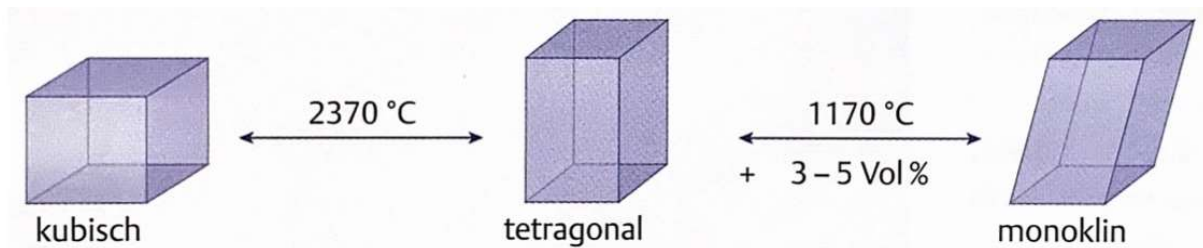


Abbildung 1: Kristallphasen des Zirkondioxid in Abhängigkeit der Temperatur nach Snétivy et al. (28).

Im Herstellungsprozess tritt beim Abkühlen der Zirkondioxidschmelze auf Raumtemperatur ein zweifacher Phasenübergang von der kubischen über die tetragonale zur monoklinen Kristallphase auf. Die sogenannte martensitische Umwandlung in ein monoklines Kristallgitter kann durch die Zugabe von 3 mol.-% Yttriumoxid ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) verhindert werden (28). Die dadurch gewonnene „yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals“ (Y-TZP)-Keramiken weisen durch spannungsinduzierte Phasentransformationen eine erhöhte mechanische Durabilität auf (28-30). Eine weitere Möglichkeit die tetragonale Phase bei Raumtemperatur zu stabilisieren, ist die Reduktion der Kristallgröße, wobei eine kritische durchschnittliche Korngröße bei  $< 0,3\ \mu\text{m}$  liegt (31). Der durch hohe Zugbelastung ausgelöste Übergang von tetragonaler in monokline Struktur und der damit verbundene 3 - 5 %ige Volumenzuwachs führt nämlich zu einer lokalen Druckspannung. Das Fortschreiten von Rissen oder gar der Bruch des Werkstoffes kann so unter Umständen verhindert werden (32).

Durch Wasserkontakt (z.B. Speichel, Blut) ist jedoch eine langsame Transformation der tetragonalen in die monokline Phase möglich. Dies führt zur Entwicklung von Oberflächenrauigkeiten, was konsequent eine Verschlechterung der Materialeigenschaften bedeutet. Dabei kann es zum Verlust der Festigkeit und somit zu einer erhöhten Frakturgefahr führen (33). Diese Materialermüdung ist jedoch bei Raumtemperatur gering. Einen kritischen Effekt kann jedoch die Dampfsterilisation induzieren und sollte deshalb vermieden werden (33).

## 4.2.2 Festigkeit

Zirkondioxidkeramik ist die momentan belastbarste Keramik auf dem Markt mit einer Biegefestigkeit von über 1000 MPa (24, 25). Laut Betriebsanleitung verschiedener keramischen Implantatsysteme, liegt die Zug- und Druckfestigkeit (Biegefestigkeit) des verwendeten Zirkondioxids bei > 1200 MPa (Abbildung 2) (2, 8, 9, 34). Angaben der Implantathersteller zum verwendeten Zirkondioxid stimmen mit diesen mechanischen Eigenschaften überein.

Die kritischen Belastungen, die einen Riss in einem Werkstoff induzieren können, sind mithilfe der Bruchzähigkeit bestimmbar (35). Die Bruchzähigkeit macht einen großen Unterschied beim Vergleich der Werkstoffe Titan und Zirkondioxid. Während Titan mit  $66 - 94 \text{ MPa}\sqrt{m}$  sehr duktil und widerstandsfreudig gegen Rissbildung und konsekutiver Fraktur ist, zeigt Hochleistungszirkondioxid mit einer mittleren Bruchzähigkeit von  $8,93 \text{ MPa}\sqrt{m}$  (SD  $\pm 1,91$ ) eine vielfach größere Anfälligkeit für Frakturen (36, 37). Durch die sehr duktilen, also dehn- und verformbaren Eigenschaften des Titans ist eine Messung der Bruchzähigkeit nur schwer möglich. Titanlegierungen können durch sog. *Grades* ihrem Gütegrad entsprechend, klassifiziert werden. *Grade* 1 – 4 ordnet Rein-Titan in unterschiedliche Reinheitsgrade während höhere *Grades* Titanlegierungen unterteilt (38). Aufgrund fehlender verlässlicher Daten zur Bruchzähigkeit des in der Medizintechnik gebräuchlichen Titans Grad 4, wurde zum Einordnen der Bruchzähigkeit die Materialdaten des Titans Grad 5 genutzt. Titan Grad 5 wird vor allem im Bereich in der Luftfahrt angewendet (37).

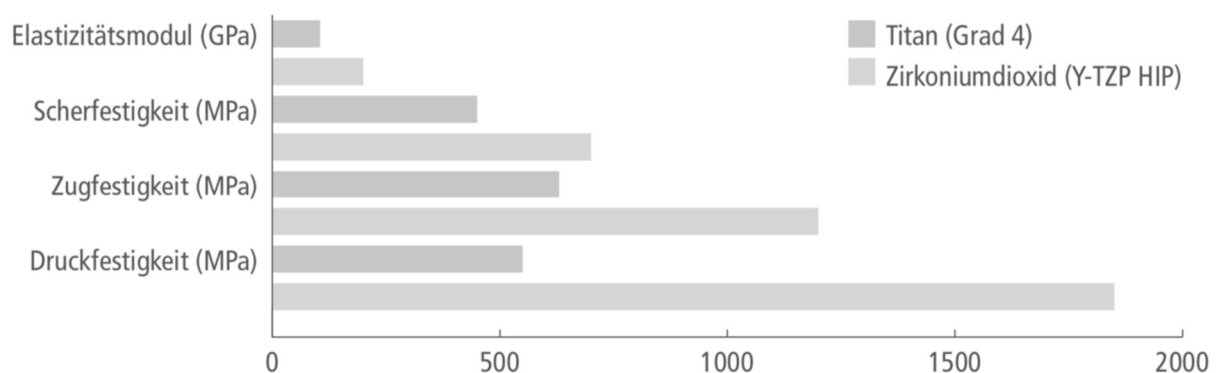


Abbildung 2: Mechanische Eigenschaften von Zirkondioxid im Vergleich zu Titan (Camlog) (2).

Die Bruchlast ( $F = 9,7 \cdot d^3$ ) als die Kraft, die notwendig ist damit ein Implantat bricht, ist in der dritten Potenz abhängig vom Durchmesser des Implantats (24). Große Implantatdurchmesser zeigen werkstoffunabhängig daher mehr Widerstandsfähigkeit gegen Frakturen (Abbildung 3). Durch die geringere Bruchzähigkeit des Zirkondioxids im Vergleich zum Titan, besteht rein physikalisch eine erhöhte Frakturanfälligkeit eines Zirkondioxidimplantats.

Klinisch kann es aufgrund schmaler Lücken oder dünnem Knochen ein reduziertes Platzangebot geben. Für diese Indikation wurden sog. „durchmesserreduzierte“ Implantate entwickelt. In einer klinischen Studie von Gahlert et al. (2012) schnitten durchmesserreduzierte Zirkondioxidimplantate im Vergleich zu größer dimensionierten Implantaten schlechter ab. Deshalb kann der klinische Einsatz durchmesserreduzierter Zirkondioxidimplantate noch kritisch gesehen werden (4).

Karl et al. (2017) legen in ihrer Studie zu durchmesserreduzierten Zirkonimplantaten dar, dass bei einer Insertion die maximalen Eindrehmomente in jedem Fall einzuhalten sind. Es konnte beobachtet werden, dass es bei einem zu hohen Drehmoment zu Chipping-Frakturen am Implantatgewinde oder einer Fraktur am Implantatkörper kommen kann (5).

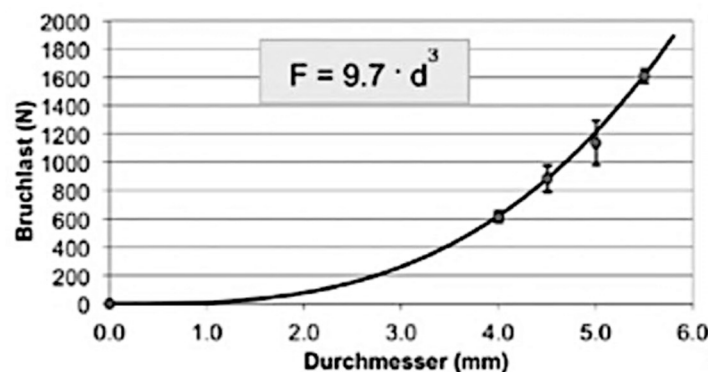


Abbildung 3: Bruchlast von Keramikimplantaten in Abhängigkeit vom Durchmesser (24).

Ein weiterer Faktor, der die Festigkeit und Beständigkeit von Zirkondioxidimplantaten beeinträchtigen kann, ist das Präparieren des Implantatkörpers. Bei einteiligen Implantatsystemen ist die Verwendung von angulierten Abutments zur Achsenkorrektur des Implantats nicht möglich. Deshalb besteht bei einigen Implantatsystemen die Möglichkeit die Achse durch Beschleifen des Implantatkörpers zu korrigieren.

Dapieve et al. (2018) konnten keine Ermüdungserscheinungen oder den Verlust von Festigkeit Yttrium verstärkter Zirkondioxidkeramiken nach Präparation der Keramik feststellen (39). Der Versuchsaufbau scheint jedoch nicht geeignet zu sein, um die Aussage auf einteilige Keramikimplantate zu transferieren. Im beschriebenen Versuch wurden discoide, also scheibenförmige Körper untersucht. Außerdem kann die zwei jährige, trockene Lagerung mit dem Alterungsprozess unter intraoralen Bedingungen nur bedingt verglichen werden.

Ein anderes Ergebnis zeigten Kohal et al. (2011) die beschliffene und unbeschliffene einteilige Zirkondioxidimplantate, künstlich belastet oder unbelastet, auf ihre Bruchfestigkeit untersucht hatten. So zeigte das unbeschliffene, unbelastete Implantat eine mittlere Bruchfestigkeit von 1928,73 N. Das beschliffene, unbelastete Implantat wies eine mittlere Bruchfestigkeit von 1221,66 N auf (40). Nach einer Belastung von 5 Millionen Zyklen á 98 N zeigte das unbeschliffene Implantat noch eine mittlere Bruchfestigkeit von 1364,50 N im Vergleich zum beschliffenen Implantat mit 884,89 N (40). Zwar sind die in der Studie gemessenen kleinsten Bruchfestigkeiten immer noch höher als die zu erwartenden okklusalen Belastungen in vivo, jedoch konnte gezeigt werden, dass die Präparation eines Zirkondioxidimplantats die Bruchfestigkeit vermindert. Zum selben Schluss kamen auch Silva et al. (2009), die keinen Zusammenhang zwischen Präparation und Materialermüdung auf die Lebensspanne eines Zirkondioxidimplantats bei Belastungen unter 600 N sahen (41).

#### 4.2.3 Biokompatibilität

Im Allgemeinen sind Zirkondioxidkeramiken chemisch inerte Materialien. Zirkondioxid hat keinen negativen Einfluss auf Gewebe, gewebliche Stoffwechselreaktionen oder nachteilige systemische Effekte (25, 42, 43). Darüber hinaus wird für den Werkstoff Zirkondioxid eine äußerst gute Zelladhäsion beschrieben (42).

Gautam et al. untersuchten in einer Studie den Einfluss von Zirkonoxidpulver an Fibroblasten mittels MTT (3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazoliumbromid) – Test. Ein zytotoxischer Effekt auf Fibroblasten konnte hier nicht nachgewiesen werden (44). Dafür spricht auch die gute weichgewebliche Zelladhäsion und Ausbreitung der 3T3-Fibroblasten, die von Bukat et al. durch elektronenmikroskopische Aufnahmen belegt werden konnten (45).



Covacci et al. (1999) zeigten durch in vitro Untersuchungen, dass es keinen Anhalt für erbgutverändernde oder tumorinduzierende Effekte durch den Werkstoff Zirkondioxid gibt (46). Darüber hinaus attestierten Cionca et al. (2017) Zirkondioxidimplantaten eine niedrige Plaqueaffinität, eine geringere Neigung zur Entzündung sowie eine ausgezeichnete Weichgewebsintegration (42).

Bisher konnte kein Nachweis für entzündlich veränderte Gingiva oder eine Destruktion des Parodonts aufgrund eines Zirkondioxidkontaktes erbracht werden (47).

#### 4.3 Einteilige versus zweiteilige Implantatsysteme (Geometrie moderner Implantatsysteme)

Aktuell gibt es zwei Arten von kommerziell verfügbaren Zirkondioxid Implantatsystemen. Zum einen gibt es einteilige Implantate, die transgingival einheilen müssen und eine gewisse Sofortbelastung erfahren. Zum anderen sind zweiteilige Systeme verfügbar, die geschlossen oder transgingival einheilen können (48). Chirurgische, als auch prothetische Limitationen setzt vor allem das einteilige Implantatsystem. Eine nachträgliche Korrektur der Implantatachse durch angulierte Abutments ist nicht möglich, sodass die Planung der Implantatposition vor allem im Hinblick auf die prothetische Versorgung präoperativ erfolgen muss. Ein nachträgliches Beschleifen zur Achsenkorrektur einteiliger Zirkondioxidimplantate kann im Praxisalltag dennoch stattfinden (40). Da aus ästhetischen Gründen in der Frontzahnregion oft eine tiefere Insertion erfolgt und Implantatkronen auf einteiligen Implantaten nur zementiert werden können, besteht eine erhöhte Gefahr, dass intrasulkuläre Zementreste verbleiben (42). Überschüssiger Zement kann ein möglicher Risikofaktor für Periimplantitis sein. Deshalb sollten Kronenränder nahe des Mukosarandes gut zugänglich und eine frühe Nachkontrolle stattfinden, um das Risiko zementassoziierter periimplantäre Krankheiten zu reduzieren (49).

Das momentan meist benutzte keramische Implantatsystem ist das einteilige Implantat (42). Das ist vor allem mit der größeren Datenlage zur Überlebensrate und der geringeren Frakturanfälligkeit einteiliger Implantatsystemen aus Zirkon erklärbar (3, 50). Einzelne Studien zeigen jedoch, dass sich die Überlebensrate zweiteiliger Zirkondioxidimplantate verbessert haben. So soll sich die Überlebensrate des ZERAMEX® T ZERALOCK™ über drei Produktgenerationen hinweg von über 96,7%

auf über 99,4% verbessert haben (51). Die publizierten Überlebensraten in dieser Studie basierten allerdings nur auf Daten des Garantieaustauschprogramms des Herstellers. Deshalb ist fraglich inwiefern diese Überlebensraten klinisch relevant sind. Staubli et al. (2016) zeigten in einer Studie mit dem gleichen Implantatsystem und einer geklebten vollkeramischen Suprakonstruktion nach einem Jahr Belastung eine Überlebensrate von 87%. Positiv ist, dass die Komplikationen aus ästhetischer, weichgeweblicher und technischer Sicht vernachlässigbar gering waren und selbst eine Implantation im Seitenzahnggebiet möglich war (48).

Spies et al. (2016) legten in einer in vitro Untersuchung, welche einteilige, zweiteilige mit verschraubtem Abutment und zweiteilige mit geklebten Abutment Zirkondioxidimplantate untersuchte, dar, dass alle Keramikimplantatsysteme eine physiologische Kaubelastung über einen langen Zeitraum standhalten. Wobei die Verklebung zwischen Abutment und Implantatkörper bei zweiteiligen Keramikimplantaten einen Schwachpunkt darstellen kann (52). Payer et al. (2015) zeigten in einer klinischen Studie über einen Zeitraum von zwei Jahren, dass die geklebte Implantat-Abutment-Verbindung den klinischen Anforderungen standhält (53). Weitere Untersuchungen über einen längeren Zeitraum müssen nun zeigen, ob geklebte Verbindungen wirklich den Anforderungen einer Langzeitbelastung genügen.

Unterschiede in der Makrogeometrie von Implantaten sind darüber hinaus vielfältig. So scheint jeder Hersteller seine individuell eigenen Formen zu designen und zu testen. Grundlegend unterscheidet man konische und zylindrische Implantatformen. Oft werden jedoch Mischformen verwendet. Die in dieser Arbeit verwendeten und unter Abbildung 6 gezeigten Implantate haben ebenfalls unterschiedliche Formen und sind am koronalen Ende zylindrisch und am apikalen Ende eher konisch zulaufend (2, 7-9). Dos Santos et al. (2011) belegten, dass konische Implantatformen ein höheres Eindrehmoment haben. Darüber hinaus scheint trotz des höheren Eindrehmoments, die Stabilität, gemessen anhand einer Resonanzfrequenzanalyse, verringert (54). Konische Implantate können allerdings aufgrund ihrer Form im Bereich reduzierter Knochenqualität Druck auf kortikale Knochenanteile ausüben (55). Weiterhin überträgt ein konisches Implantat okklusalen Druck besser auf den angrenzenden Knochen als ein zylindrisches (55). Diese Fähigkeiten scheinen einen großen Einfluss auf die Überlebensrate solcher Implantate in klinisch schwierigen Knochenverhältnissen zu haben. So zeigte eine retrospektive Studie von Schiegnitz et al. (2016) mit 197

gesetzten konischen Implantaten eine 5-Jahresüberlebensrate bei Sinusbodenelevation von 97,9% und bei Alveolarkammaugmentation von 93,5% (56).

Einen weiteren Unterschied zwischen den Implantatformen stellt das Design der Gewindegeometrie dar. So hat jedes Gewinde eine individuelle Neigung, Gewindehöhe und Gewindebreite. Außerdem kann ein Gewinde selbstschneidend oder nichtselbstschneidend sein (57). Falco et al. (2018) belegten, dass aggressive, große und selbstschneidende Gewinde im weichen Knochen höhere mechanische Verankerung haben und damit auch primärstabiler sind, als Implantate mit einem kleinen Gewinde (58). Momentan verfügbare Zirkondioxidimplantate sind vorwiegend mit nicht-selbstschneidenden Gewinden ausgestattet (2, 7-9). Neuere keramische Implantatsysteme mit selbstschneidendem Gewinde sind mittlerweile jedoch kommerziell verfügbar (59).

Da mit einer hohen Primärstabilität eine Belastung des Knochens einhergeht, sollte aufgrund Knochenqualität das verwendete Implantatdesign ausgewählt werden. So kann zum Beispiel in einer weichen Knochenregion, wie am hinteren Oberkiefer, mit dreieckigem Gewindeschnitt ein verbessertes biomechanisches Verhalten des Titanimplantats beobachtet werden (60).

Darüber hinaus scheinen Zirkondioxidimplantate, aufgrund ihres doppelt so großen Elastizitätsmoduls im Vergleich zu Titanimplantaten, einen geringeren Stress auf den kortikalen Knochen auszuüben (57).

#### 4.4 Primär- und Sekundärstabilität

Eine hohe Festigkeit und Stabilität eines Implantat post insertionem ist wichtig, um eine Sofortbelastung und aber auch einen rigiden Verbund zwischen Knochen und Implantat gewährleisten zu können (6, 61). Diese Stabilität kann im zeitlichen Verlauf über verschiedene Messmethoden quantifiziert werden. Indikatoren sind zum Beispiel das Drehmoment des Ein- und Ausdrehens, der „pull and push through Test“ und histomorphometrische Analysen. Klinisch als non-invasive Methoden haben sich der Periotest und die Resonanz-Frequenz-Analyse durchgesetzt (62). Durch eine bessere Sensitivität und einer höheren Genauigkeit bedingt, ist die Resonanz-Frequenz-Analyse die meist verbreitete klinische Methode zur Bestimmung der Stabilität von Implantaten (63).

Die Stabilität von Implantaten wird unterteilt in Primär- und Sekundärstabilität. Die Primärstabilität ist definiert als die Stabilität direkt post insertionem. Diese Stabilität ist sehr variabel und vor allem abhängig vom Implantatdesign, Knochenqualität und der chirurgischen Erfahrung des Operateurs (58). Ist die Primärstabilität zu gering kann sich aufgrund der Mikrobewegungen statt periimplantären Knochen eine fibröse Schicht zwischen Knochen und Implantat bilden (62).

Ein ankylosierter Verbund zwischen Implantat und Knochen ist also nur mit einer entsprechend hohen Primärstabilität auszubilden. Diese große mechanische Kraft kann jedoch im Verlauf einer Implantation Knochennekrosen herbeiführen und so, über induzierte osteolytische Vorgänge, ein Verlust von Stabilität innerhalb der frühen osseointegrativen Phase bedeuten (55, 64).

Sekundärstabilität ist die biologische Form von Stabilität, also die Osseointegration. Der Begriff der Osseointegration, der erstmals von Brånemark 1966 eingeführt wurde, beschreibt den Vorgang des Stabilitätgewinns durch eine Regeneration, bzw. dem Remodeling des periimplantären Knochens (62).

Graphisch dargestellt, wird die absolute Stabilität in Abbildung 4 zusammengefasst. Hier ist gut der inverse Verlauf der Primär- und Sekundärstabilität zu erkennen. Am Wendepunkt beider Kurven nach etwa drei Wochen ist die Stabilität des Implantats am geringsten. Danach ist die durch osseointegrative Vorgänge neu gewonnene Stabilität größer, als die durch Osteolyse verloren gegangene Stabilität. Nach circa sechs Wochen erreicht die Primär- und Sekundärstabilität ein Plateau, wodurch die Gesamtstabilität weder zu noch abnimmt (62).

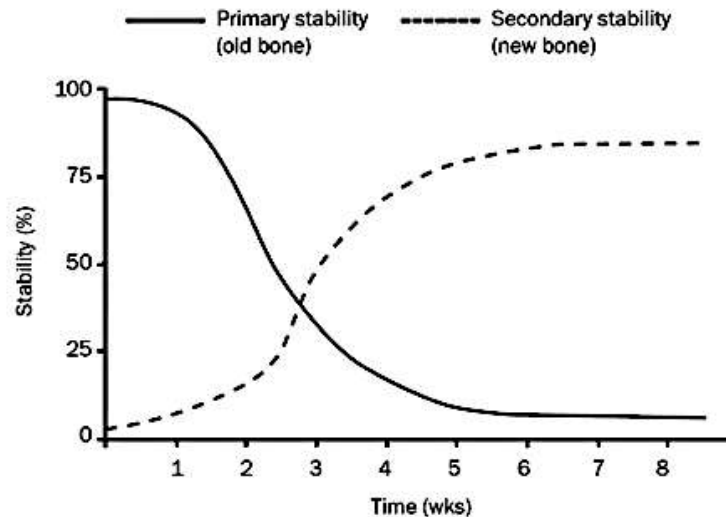


Abbildung 4: Inverser Verlauf von Primär- und Sekundärstabilität (62).

#### 4.4.1 Bohrprotokoll

Vor jeder Implantatinsertion wird das Implantatbett mittels Kugel, Pilotbohrer, Formbohrer, Profilbohrer und eventuell einem Gewindeschneider präpariert (2, 7-9). Ziel ist es das Implantat, mit einem vom Hersteller empfohlenen Drehmoment, zu inserieren. Dabei muss auch ein möglicherweise vorgegebenes maximales Drehmoment beachtet werden. Die Hersteller von Zirkondioxidimplantaten sind in ihren Vorgaben relativ homogen. So wird ein Eindrehdrehmoment von 20-35 Ncm und ein maximales Drehmoment von 35-45 Ncm empfohlen (2, 7-9, 34).

Eine gute Primärstabilität ist erstrebenswert, da Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen die Osseointegration gefährden können (65). Ein hohes Eindrehmoment reduziert diese Mikrobewegungen und erhöht die Stabilität während der Osseointegration. Diese hohen Drehmomente ( $> 35$  Ncm) sind jedoch in weichem Knochen schwer oder gar nicht zu erreichen, weshalb eine Sofortbelastung auch weitestgehend vermieden werden sollte (61). Um eine höhere Stabilität des Implantats nach Insertion zu erreichen, ist es mittlerweile Usus in Knochen geringerer Dichte ein unterdimensioniertes Implantatbett zu präparieren. Eine hohe mechanische Belastung des periimplantären Knochen kann allerdings zu einer potentiell negativen Reaktion des Gewebes führen (65).

Eine hohe Primärstabilität kann deshalb, wie in 4.4 beschrieben, im Verlauf der Einheilphase zu einer größeren Reduktion der Implantatstabilität führen, da Stress bzw. hoher Druck auf Knochen vermehrt osteolytische Vorgänge induzieren können (55).

#### 4.4.2 Knochenqualität

Für die Wahl des Implantats und des Bohrprotokolls ist es, aufgrund der unter 4.4 und 4.5 diskutierten Literatur, wichtig zu wissen wie die Knochenqualität der Insertionsregion beschaffen ist. Der individuellen Zusammensetzung von „Compacta“ und „Spongiosa“ ist es geschuldet, dass Knochen sehr hart oder auch sehr weich sein können. Die pars compacta (Kompakta) ist der harte äußere Teil des Knochens, der direkt unterhalb des Periosts (Knochenhaut) liegt. Im Inneren des Knochens befindet sich die pars spongiosa (Spongiosa) zusammen mit dem Knochenmark. Diese schwammartige Struktur besteht aus vielen sogenannten Trabekeln, die ausgerichtet nach den Belastungslinien, für die nötige Stabilität sorgen (66). Um mit diesen verschiedenen Qualitäten des Knochens umzugehen, wurde die Dichte des Knochens vielfach klassifiziert. Eine weitverbreitete Klassifikation der klinischen Knochendichte ist die Klassifikation nach Misch et al. (1988) (67).

Misch beschrieb vier unterschiedliche Knochendichten im Bereich der Kieferkämme des Unter- und Oberkiefers. Dabei orientierte er sich visuell an den makroskopischen kortikalen und trabekulären Charakteristiken des Knochens. D1-Knochen ist hauptsächlich dichter Knochen. D2-Knochen hat einen dichten und dicken Kamm mit darunterliegender trabekulärer Spongiosa. D3-Knochen hat analog zu D2-Knochen einen dünneren äußeren dichten Anteil und konsekutiv größeren inneren, weich, spongiösen Anteil. D4-Knochen hat fast keine kompakte Knochenstruktur am Kamm und hauptsächlich weiche, trabekuläre Anteile (67).

Dabei besteht vor allem die Unterkieferfront aus D1-Knochen. D2/D3-Knochen ist vorwiegend im Rest der Kiefer zu finden mit Ausnahme der hinteren Oberkieferregion. Die tuberösen Anteile des Oberkiefers sind die weichsten physiologischen Knochenregionen und bestehen deshalb aus D4-Knochen (68).

## 4.5 Osseointegration und Oberflächenbeschaffenheit

Osseointegration ist der Hauptgrund für den Erfolg moderner Implantatsysteme (42). Den Vorgang der periimplantären Knochenheilung lässt sich in drei unterschiedliche Phasen unterteilen. Die erste Phase ist die Osteokonduktion. Hierbei migrieren differenzierte Osteoblasten vom Knochen durch das periimplantäre Blutkoagel bis zur Implantatoberfläche. Das im Koagel enthaltene Fibrin dient als Unterstützung bei der Zellmigration (62). In der zweiten Phase findet die Neubildung des Knochens statt, bei der eine mineralisierte Matrix an der Implantatoberfläche entsteht. In der dritten und letzten Phase kommt es zum Knochenumbau (*bone remodeling*) durch Interaktion zwischen Osteoblasten und Osteoklasten (62). Hierunter entsteht aus dem frisch gebildeten Geflechtknochen der finale Lamellenknochen und die Faserrichtung ordnet sich parallel der Zugbelastung an. Dadurch entsteht ein stärkerer Knochen-Implantat-Verbund und folglich eine bessere Sekundärstabilität (62).

Thoma et al. (2015) untersuchten an Unterkiefer von Hunden einteilige und zweiteilige Zirkondioxidimplantate, sowie einteilige Titanimplantate. Sechs Monate nach der Insertion wurden CAD/CAM (*Computer-aided design / Computer-aided manufacturing*)-gefertigte Kronen zementiert. Nach weiteren sechs Monaten wurden die Tiere geopfert und die Proben histomorphometrisch untersucht. Danach zeigen die beiden Implantatsysteme im Vergleich keinen statistisch signifikanten Unterschied hinsichtlich der Osseointegration oder der periimplantären Weichgewebesituation (69). Es kann also geschlossen werden, dass es keinen statistisch signifikanten Unterschied bezüglich der osseointegrativen Eigenschaften zwischen Titan und Zirkondioxid gibt. Andere Studien die Cionca et al. (2016) zusammenfassten, bestätigen diese Schlussfolgerung (42).

Eine verbesserte Osseointegration konnte allerdings in vielen Studien belegt werden, wenn zuvor eine Modifikation der Oberfläche durchgeführt wurde. In Abbildung 5 ist die Rauheit auf der x-Achse dem Knochen-Implantat-Kontakt auf der y-Achse gegenübergestellt. Vom Maximum ausgehend, bestehen die besten Voraussetzungen für eine optimale Osseointegration bei einer Oberflächenrauheit von etwa 1,5 µm (24).

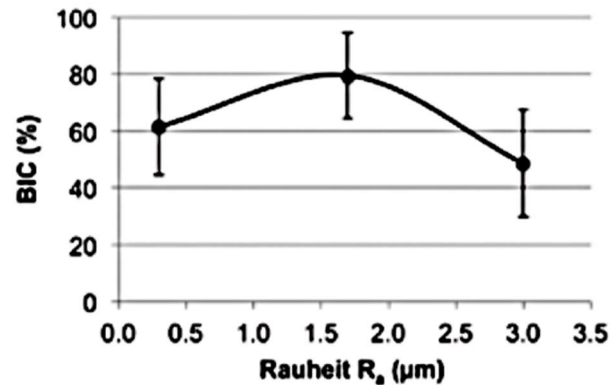


Abbildung 5: Knochen-Implantat-Kontakt (BIC) in Abhängigkeit von der Rautiefe  $R_a$  der Implantatoberfläche (24, 70).

Beger et al. (2018) zeigten in einer in vitro Studie wie sich die Oberflächen von Zirkoxidimplantaten zwischen verschiedenen Herstellern unterscheiden. Danach schnitt die ZLA<sup>®</sup> Oberfläche des Straumann PURE Ceramic mit einer Rauigkeit von  $1,27 \mu\text{m}$  ( $\text{SD} \pm 0,24$ ) und Camlogs Ceralog  $1,22 \mu\text{m}$  ( $\text{SD} \pm 0,36$ ) mit den höchsten Werten ab (71). Mit einer Rauigkeit von  $1,05 \mu\text{m}$  ( $\text{SD} \pm 0,17$ ) war das Ceramic Implant von Vitaclinical mit der patentierten cer.face<sup>®</sup> Oberfläche rauer als die Spezialoberfläche ZERAFIL<sup>™</sup> der Dental Point AG mit  $0,73 \mu\text{m}$  ( $\text{SD} \pm 0,95$ ) (71). Die Studie zeigt auf, dass aufgrund verschiedener Herstellungsverfahren beträchtliche Unterschiede zwischen den Implantaten auszumachen sind.

Möglichkeiten zur Oberflächenbearbeitung und zur Veränderung der Rauigkeit sind maschinelle Bearbeitung, Sandstrahlen, Ätzen, Aufsintern, Beschichten, Laserbearbeitung oder das Ceramic Injection Molding-Verfahren (2, 58, 72). Cionca et al. (2017) zeigten durch in vitro Studien, dass Titanoberflächen im direkten Vergleich mit einer identisch modifizierten Zirkoxidoberfläche ungleich abschnitten. Es konnte eine bessere Adhäsion und Proliferation von Osteoblasten an der Zirkoxidoberfläche beobachtet werden (42). Außerdem scheint die Differenzierung von Osteoblasten, gemessen an der alkalischen Phosphatase, an sandgestrahlten Oberflächen die mit Flusssäure geätzt wurden, besser abzulaufen als bei nur sandgestrahlten Oberflächen (42). Unterstützt wird diese Studie durch elektronenmikroskopische Aufnahmen, die zeigen, dass sich Osteoblasten auf einer sandgestrahlten Oberfläche zusammenkugeln (24). Im Gegensatz dazu breiten sich die Osteoblasten auf einer zusätzlich geätzten Oberfläche besser aus (24).



Saulacic et al. (2014) konnten in einer Tierstudie mit zwölf Minischweinen zeigen, dass Säureätzen, aber nicht alkalisches Ätzen, an sandgestrahlten Zirkondioxidimplantaten einen höheren Knochen-Implantat-Kontakt zur Folge hat. Die histomorphometrische Analyse konnte auch zeigen, dass an den säuregeätzten und alkaligeätzten Implantatoberflächen eine erhöhte Anzahl an mehrkernigen Riesenzellen anzutreffen sind. Dabei konnte allerdings keine lokale Entzündungsreaktion beobachtet werden (73). Durch das Sandstrahlen und Ätzen verursachten Kerben und Kratzer auf der Oberfläche der Implantate können allerdings zu lokaler Stresskonzentration beitragen und zu Frakturen führen (4).

Ein weiterentwickeltes Verfahren zur flexiblen Gestaltung zirkondioxidkeramischer Oberflächen ist das Ceramic Injection Molding-Verfahren. Hierbei kann durch eine Form, dem sogenannten Mold, die designte Oberflächentopografie als Negativ auf die Keramik übertragen werden. Durch selektives Ätzen können nachträgliche feinste Rauigkeiten erzeugt werden. Mit dieser Methodik können sowohl die osseointegrativen als auch die antibakteriellen Eigenschaften von Zirkondioxidoberflächen harmonisch miteinander verbunden werden (2).

Weitere Möglichkeiten bieten Porositäten, die beispielsweise als Träger für Medikamente wie Antibiotika dienen können (74).

#### 4.6 Weichgewebsintegration

Die Grenzfläche zwischen Weichgewebe und Implantat ist eine hochkomplexe Struktur, die eine große Rolle bei der Gesunderhaltung der periimplantären Region spielt (42). Bei der Ausbildung von periimplantären Weichgewebe scheint die Oberfläche des Implantats einen Einfluss auf die Adhäsion und Proliferation von Epithel- und Bindegewebszellen zu haben (75). Deshalb adhärieren und verbreiten sich Epithelzellen besser an polierten und geätzten Oberflächen als an sandgestrahlten Oberflächen (75). Schon 1994 haben Cochran et al. herausgefunden, dass gingivale-, parodontale Fibroblasten und Epithelzellen besonders an glattpolierten Flächen adhärieren. Dabei spielt die Rauigkeit der Oberfläche scheinbar nach der Adhäsion keine Rolle für die weitere Proliferation. Die einzige in dieser Studie durch Epithelzellen bewachsene Oberfläche war glatt, alle anderen wurden nicht von den Zellen angenommen (76).

In einer Vergleichsstudie zwischen glatten und rauen Titan- und Zirkondioxidoberflächen kamen Yamano et al. (2011) zum Schluss, dass sich gingivalen Fibroblasten auf glatten Zirkondioxidoberflächen am schlechtesten ausbreiteten. Jedoch konnte gezeigt werden, dass die Zellproliferation der gingivalen Fibroblasten, gemessen an der Genexpression von Integrin  $\alpha 2 / \alpha 5$  und Kollagen Typ I nach 48 Stunden, an den glatten Zirkondioxidoberflächen im Vergleich zu den glatten Titanoberflächen hochreguliert war (77). Danach können glatte Zirkondioxidoberflächen eine verbesserte Weichgewebsheilung ermöglichen.

Einen Unterschied zwischen der Weichgewebsintegration einteiliger und zweiteiliger Titanimplantate konnten Abrahamson et al. (1998) in einer Tierstudie mit Hunden gemessen am plaqueinduzierten Entzündungsinfiltrat nicht messen. Nach sechs Monaten ungehinderter Plaqueakkumulation konnte an den Implantaten kein signifikanter Unterschied im gemessenen plaqueinduzierten Entzündungsinfiltrat gefunden werden (78).

Im Jahr 2018 wurde erstmals auf der EuroPerio9 in Amsterdam ein Konsensus Report zur Klassifizierung parodontaler und periimplantären Krankheiten und Zustände veröffentlicht. Bis zu diesem Zeitpunkt gab es keine allgemein gültige Definition des klinisch gesunden Implantats, der periimplantären Mukositis oder der Periimplantitis. Als klinisch gesunde periimplantäre Gingiva wurde die Abwesenheit von Erythem, Bleeding on probing (BOP), Schwellung und Eiter definiert (79). Dabei ist es irrelevant, ob erhöhte Sondierungstiefen bestehen, denn periimplantär gesunde Implantate können auch Knochenverlust haben. So lange physiologische Bedingungen herrschen, weist eine klinisch gesunde Gingiva oder Mukosa visuell keine periimplantär – parodontalen Unterschiede auf (79).

Im Gegensatz dazu weist eine periimplantäre Mukositis Entzündungszeichen auf, welche wahrscheinlich plaqueinduziert sind (79).

Periimplantitis ist definiert als pathologischer, plaqueinduzierter Zustand, der mit einer periimplantären Mukositis und stetigem Knochenverlust einhergeht und zirkulär am dentalen Implantat auftritt (79).

Dabei können aus mikrobiologischer Sicht durchaus parodontalpathogene Keime in gesunden periimplantären Verhältnissen vorkommen.

Keime wie *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Tannerella forsythia* oder *Treponema denticola*, also die parodontalen Markerkeime, haben keinen engen Bezug zur Periimplantitis (80).

Indessen ist eine parodontale Erkrankungen in der klinischen Historie eines Patienten sehr wohl mit Periimplantitis assoziierbar. Es konnte nachgewiesen werden, dass Patienten mit dem Hintergrund einer parodontalen Erkrankung im Stadium III-IV ein signifikant höheres Risiko des Implantatverlustes haben als Patienten ohne diesen Hintergrund. Darüber hinaus konnte in der gleichen Studie Rauchen als signifikanter Risikofaktor für die Periimplantitis identifiziert werden (81).

Auf Grundlage des Wissens um die Fähigkeiten der Plaque / des Biofilms, als Auslöser für pathogene Vorgänge im periimplantären Gewebe, bietet es sich an Oberflächen mit möglichst non-plaqueaffinen Eigenschaften zu entwickeln. In der Studie von Roehling et al. (2017) wurden Zirkondioxid- und Titanoberflächen, die jeweils gleich, entweder maschinell oder sandgestrahlt und geätzt, bearbeitet worden sind, hinsichtlich ihrer plaqueaffinen Eigenschaften untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass die Biofilmmasse und Biofilmdicke auf Zirkondioxidoberflächen signifikant geringer ausfällt, wohingegen der Metabolismus der Plaque auf beiden Oberflächen gleich zu sein scheint (82).

In einer klinischen Studie von Lorenz et al. (2019) wurden über einen Zeitraum von 7,8 Jahren 83 Zirkondioxidimplantate hinsichtlich ihrer klinischen *Performance* mit natürlichen Zähnen untersucht. Dabei stellte sich heraus, dass es zwischen den Implantaten und den Zähnen keinen Unterschied im Sulkus-Blutungs-Index (SBI) zu geben scheint. Allerdings zeigt sich ein signifikant geringerer Approximaler Plaqueindex (API) und Plaqueakkumulation am Zirkondioxidimplantat. In Zusammenhang mit einer beobachteten Verschiebung der mikrobiellen Besiedelung des periimplantären Sulkus, konnte kein klinischer Effekt auf eine mögliche Periimplantitis festgestellt werden (83).

## 4.7 Klinische Studienlage zu Zirkondioxidimplantate

In den letzten Jahren wurden zunehmend Zirkondioxidimplantate klinisch erforscht. Momentan existieren zwar wenig gute klinische Studien, jedoch ist die Datenlage durch diverse Case Reports und experimentelle Forschung ausreichend, um einige grundlegende evidenzbasierte Aussagen zu treffen (3).

Systematische Übersichtsarbeiten zur 1-Jahresüberlebensrate ein und zweiteiliger Zirkondioxidimplantaten zeigen Werten zwischen 95,6 % (CI 93,3 – 97,9%) und 92 % (CI 87 – 95%) (84, 85). Jedoch ist zu vermerken, dass es in diesen Studien keinen direkten Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit Titanimplantaten gab (3).

Grassi et al. (2015) zeigten in ihrer klinischen Langzeitstudie mit 32 inserierten einteiligen Zirkondioxidimplantaten (whiteSKY™, Bredent medical) über einen Zeitraum von fünf Jahren eine Überlebensrate von 96,8 %, bei klinischen und röntgenologisch vollständig dokumentierten Patientenfällen (6). Die 1-Jahresüberlebensrate des einteiligen Zirkondioxidimplantat Ceramic.implant (vitaclinical®), welches auch in dieser Arbeit Gegenstand der Untersuchung ist, liegt bei 98,3 % bei 71 untersuchten Implantaten (86). Darüber hinaus konnten Balmer et al. (2018) beim selbigen Implantatsystem eine 3-Jahresüberlebensrate von 98,5 % zeigen (87).

In drei unabhängigen Metaanalysen beträgt der durchschnittliche marginale Knochenverlust 0,67 mm (CI 0,20 – 1,02 mm), 0,89 mm (CI 0,60 – 1,18 mm) und 0,79 mm (CI 0,73 – 0,86 mm) nach einem Jahr (3, 84, 88). Daten zum marginalen Knochenverlust nach zwei Jahren kommen zu einem durchschnittlichen Wert von 1,48 mm (SD ± 1,05) (53).

Gahlert et al. (2012) zeigten in einer klinischen Studie zur Fehleranalyse frakturierter Zirkondioxidimplantate, dass 92 % der gebrochenen Implantate sogenannte durchmesserreduzierte Implantate (Durchmesser: 3,25 mm) waren. Aufgrund dessen konnte keine Empfehlung zur weiteren Nutzung durchmesserreduzierter Zirkondioxidimplantate gegeben werden (4).

Eine klinische Ausgangslage, die den Einsatz einteiliger Implantatsysteme hinsichtlich Implantatachse und der folgenden prothetischen Versorgung erschwert, kann bei entsprechender Indikation von einem zweiteiligen Implantatsystem besser gelöst werden.

Eine generelle Empfehlung zur Nutzung zweiteiliger keramischer Implantatsysteme gibt es bis dato nicht, da untermauernde Daten bisher fehlen (3, 88). Dennoch gibt es Fallberichte, die zeigen, dass zweiteilige Implantate innerhalb eines kurzen Beobachtungszeitraums von circa einem Jahr gute röntgenologische und klinische Ergebnisse liefern können. Wobei selbige Studie ebenso Langzeitstudien und Tierversuche fordert, um klinische Evidenz zu schaffen (53, 89).

#### 4.8 Zirkondioxid versus Titan

Durch den klinischen Erfolg der Titanimplantate, dienen diese häufig Zirkondioxidimplantate als Referenz und Kontrollgruppe in klinischen Studien. Morton et al. (2018) zeigten in ihrem Konsensus Statement, dass auf Grundlage von neun klinischen Studien die Überlebensrate von einteiligen Zirkondioxidimplantate bei einem Jahr 98% und zwei Jahren 97 % beträgt. Damit wiesen einteilige Zirkondioxidimplantate ein ähnliches Ergebnis zur Kontrollgruppe mit Titanimplantaten auf (3). Payer et al. (2015) konnten anhand 31 untersuchter Implantate nach zwei Jahren eine Überlebensrate von 93,3 % für Zirkon und 100% für Titan feststellen. Es konnte dabei kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Überlebensrate, als auch hinsichtlich des marginalen Knochenverlustes, zwischen beiden Gruppen beobachtet werden (53). Zum selben Schluss kommt eine Übersichtsarbeit aus dem Jahre 2008 auf Basis von sieben unabhängigen Tierversuchsstudien. In allen Versuchen konnte Zirkondioxidimplantaten eine mindestens gleichwertige Osseointegration im Vergleich zu Titanimplantaten attestiert werden (90).

Im Tierversuchsmodell zeigten Manzano et al. (2014), dass es zwischen Zirkondioxid- und Titanimplantaten hinsichtlich des Knochen-Implantatkontaktes sowie des Ausdrehmoments keinen statistisch signifikanten Unterschied gibt (91). Gehrke et al. (2019) fanden in ihren Studien ebenfalls keinen statistisch signifikanten Unterschied im Knochen-Implantatkontakt zwischen Titan- und Zirkondioxidimplantaten. Allerdings konnte ein signifikant höheres Ausdrehmoment bei den Titanimplantaten beobachtet werden (92). Die Oberflächenrauigkeit scheint dabei bei Zirkondioxidimplantaten in gleichem Zusammenhang zur Osseointegration zu stehen, wie es bei Titanimplantaten der Fall ist (14).

Darüber hinaus ist die Oberfläche des Zirkondioxids weniger plaqueaffin als die des Titans, was sich in einer besseren Weichgewebssituation um das Implantat herum äußert (25). Zum selben Schluss kamen Degidi et al. (2006) in einer klinischen Studie. Sie zeigten, dass entzündliche Infiltrate, Mikrogefäßdichte und die Expression des Endothelwachstumsfaktors (VEGF), also Entzündungsmarker, statistisch signifikant höher an einer Oberfläche aus Titan im Vergleich zu Zirkon auftritt (93).

Entzündliche Reaktionen an Titanimplantaten können auch durch die sog. Tribokorrosion, also die Kombination aus Korrosion und Verschleiß, hervorgerufen werden (94). Dabei ist bisher unklar, ob Korrosion Ursache von Entzündungen ist oder diese nur fördert. Bekannt ist allerdings, dass Titan eine Überempfindlichkeitsreaktion induzieren kann, die möglicherweise in Zusammenhang mit verfrühten Implantatverlusten steht (95).

Oft kommen Studienergebnisse zum Schluss, dass durch die hervorragende Ästhetik, Osseointegration, Biokompatibilität und gute Weichgewebeigenschaften Zirkondioxid ein adäquater Werkstoff für ein dentales Implantatsystem sei (96, 97).

Systematische Übersichtsarbeiten zum Thema kommen teilweise zu uneinheitlichen Aussagen bezüglich des klinischen Unterschiedes beider Werkstoffe. Studiendesigns und Methoden können zu stark variieren, um eine suffiziente Vergleichbarkeit zu gewährleisten (98). Deshalb und wegen fehlender Langzeitergebnisse bleibt es abzuwarten, ob und inwieweit Zirkondioxidimplantate möglicherweise den Titanimplantaten überlegen sein können (99, 100).

## 5. Material und Methoden

### 5.1 Implantatsysteme

Alle folgenden Implantatsysteme wurden aufgrund der Marktverfügbarkeit ausgesucht. Die Hersteller dieser Implantate nutzen Yttrium verstärktes Zirkondioxid (Y-TZP), welches in keinem Fall signifikante Verunreinigungen aufweist (71).

#### 5.1.1 PURE Ceramic Implant (Straumann®)

Das zweiteilige PURE Ceramic Implantatsystem wird aus Yttrium verstärktem Zirkondioxid hergestellt und mit der speziellen Straumann® ZLA® Oberfläche versehen. Die ZLA® Oberfläche liefert vergleichbare osseointegrative Eigenschaften, wie die schon lang für Titanimplantate bewährte Straumann SLA® Oberfläche (101, 102). Außerdem besitzt das Implantat koronal einen konischen Bereich und eine Gewindesteigung von 0,8 mm. Ein Eindrehmoment von 35 Ncm wird vom Hersteller empfohlen. Bei zu hohem Drehmoment schützt eine Sollbruchstelle die Implantatinnenverbindung vor Beschädigungen (8).

#### 5.1.2 Ceramic.Implant (vitaclinical®)

Das mit der patentierten Oberfläche cer.face® versehene Zirkondioxidimplantat Ceramic.Implant wurde für optimale Makro- bzw. Mikrostrukturierung sowohl sandgestrahlt, als auch mit Flusssäure geätzt (72). Das zylindrokonische Implantat hat unabhängig vom Durchmesser oder der Länge immer einen 7 mm langen konischen enossalen Bereich (7). Die Länge des Implantats wird nur im zylindrischen Bereich verändert. Laut Hersteller kann durch die gewählte Gewindegeometrie eine partielle Knochenverdichtung erreicht werden. Dadurch können Einheilzeiten von 8 Wochen im Unterkiefer und 16 Wochen im Oberkiefer erzielt werden (7). Der Hersteller begrenzt das maximale Drehmoment auf 35 Ncm und fordert ein minimales Drehmoment von 25 Ncm (7).

### 5.1.3 Zeramex® XT (Dentalpoint AG)

Das Zeramex® XT besteht aus ZrO<sub>2</sub>-ATZ-HIP (Zirkondioxid-Alumina-thoughtened-Zirconia - Hot Isostatic Postcompaction) mit 76% Zirkondioxid, 20% Aluminiumtrioxid und 4 % Yttriumtrioxid. Aufgrund dessen ist es in dieser Arbeit das Implantatsystem mit dem höchsten Aluminiumtrioxidanteil (9, 71). Die Spezialoberfläche „ZERAFIL™“ des Implantats ist sandgestrahlt und geätzt. Damit besitzt das Implantatsystem eine hydrophile, für die Osseointegration geeignete, Oberflächenstruktur. Die Außengeometrie des Implantats ist zylindrokonisch. Der Hersteller empfiehlt ein Drehmomentbereich von 20 - 30 Ncm und ein maximales Drehmoment von 45 Ncm. Die Sollbruchstelle des Pickups beträgt ca. 50 Ncm (9).

### 5.1.4 Ceralog Monobloc M10 (Camlog)

Das im Ceramic Injection Molding (CIM) Verfahren hergestellte Ceralog Monobloc M10 Keramikimplantat wird weder durch Sandstrahlen noch durch Ätzen vor dem Sinter- und Hot Isostatic Pressing - Prozess verändert. Die Oberfläche wird durch eine Form, dem sogenannten Mold, schon während des CIM-Verfahren erzeugt, wodurch eine duale Oberflächentextur geschaffen wird. Die Form des Implantats ist enossal konisch-zylindrisch. Der Hersteller begrenzt das maximale Drehmoment auf 35 Ncm (2).



Abbildung 6: von links: PURE Ceramic Implant, Ceramic.implant, Zeramex® XT, Ceralog Monobloc M10



## 5.2 Knochenprobengewinnung und Vorbereitung zur Implantation

Die Knochenblöcke wurden, analog zu früheren Studien, von frischen ex vivo Schweineknöcheln gewonnen (103-105). D4-Knochen, also vorwiegend weicher spongiöser Knochen, wurde dem Tibiakopf entnommen. Mischknochen (D2/D3-Knochen) entstammte dem äußeren Becken. Die genutzten Blöcke wurden möglichst so gewählt, dass alle Implantate einer Versuchsreihe in einen Block inseriert werden konnten.

Nach der Entfernung aller Weichgewebsreste erfolgte der Zuschnitt der Stücke durch eine diamantierte Trennscheibe. Jede Insertionsstelle wurde mit einem Permanentmarker in gleichem Abstand zueinander markiert und per Zufall zu einem der vier Bohrprotokolle zugeordnet.



*Abbildung 7: markierter D2/D3-Knochen bei Zustand vor Implantation*

## 5.3 Versuchsaufbau zur Primärstabilität

### 5.3.1 Bohrprotokoll

In die vorbereiteten Knochenblöcke erfolgte die Implantation der verschiedenen Zirkondioxidimplantate nach vier Bohrprotokollen:

1. B1 = Kugel, Pilotbohrung bis 10 mm, Aufbereitung des Implantatstollen bis 10 mm, kein Gewindeschnitt.
2. B2 = Kugel, Pilotbohrung bis 10 mm, Aufbereitung des Implantatstollen bis 10 mm, Gewindeschnitt bis 3,3 mm.
3. B3 = Kugel, Pilotbohrung bis 10 mm, Aufbereitung des Implantatstollen bis 10 mm, Gewindeschnitt bis 6,7 mm.
4. B4 = Kugel, Pilotbohrung bis 10 mm, Aufbereitung des Implantatstollen bis 10 mm, Gewindeschnitt bis 10 mm.

Ziel war es, das Implantatbett standardisiert für jedes Implantatsystem aufzubereiten. Individuelle Bohrer wie Profilbohrer oder mehrere Erweiterungsbohrer sind systemspezifisch (siehe Abbildung 8-10). Jedes Bohrloch wurde wie vom Hersteller empfohlen aufbereitet (siehe Abbildung 12-14). Einziger Unterschied ist der durch das Studiendesign vorgegebene Gewindeschnitt.



Abbildung 8: Bohrer nach Implantatsystem von links: PURE Ceramic Implant, Ceramic.implant 4x10 mm



Abbildung 9: Bohrer nach Implantatsystem von links: Zeramex® XT, Ceralog Monobloc



Abbildung 10: von links: Bohrerst für Ceramic.implant 5x10 mm und Gewindeschnittiefen analog zu 5.3.1

### 5.3.2 Insertion von fünf unterschiedlichen Implantaten

In die vorbereiteten Knochenblöcke erfolgte die Implantation der folgenden Implantate nach den vier, unter 5.3.1 genannten, Bohrprotokollen (B1-B4):

1. PURE Ceramic Implant (Straumann®) 4,1 mm x 10 mm
2. Ceramic.implant (vitaclinical®) 4,0 mm x 10 mm
3. Ceramic.implant (vitaclinical®) 5,0 mm x 10 mm
4. Zeramex® XT (Dentalpoint AG) 4,2 mm x 10 mm
5. Ceralog Monobloc (Camlog) 4,0 mm x 10 mm

Für die unter Wasserkühlung durchgeführte Präparation des Implantatbettes und der Implantatinsertion wurde ein Chirurgie-System (Elcomed, W&H Deutschland GmbH, Laufen (Salzach)) mit einem chirurgischen Winkelstück (IMPLANT 20:1, Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim) verwendet (Abbildung 11). Analog zu Bohrprotokoll B1-B4 wurden Implantate in spongiösen und Mischknochen gedreht. Die Insertionen erfolgten bis zur vorletzten Umdrehung maschinell. Jede Insertion und Messung wurde pro Bohrprotokoll und Implantatsystem fünffach an den jeweiligen D4- und D2/3-Knochenblöcken durchgeführt.



Abbildung 11: Chirurgie-System „Elcomed“ und chirurgisches Winkelstück „IMPLANT 20:1“

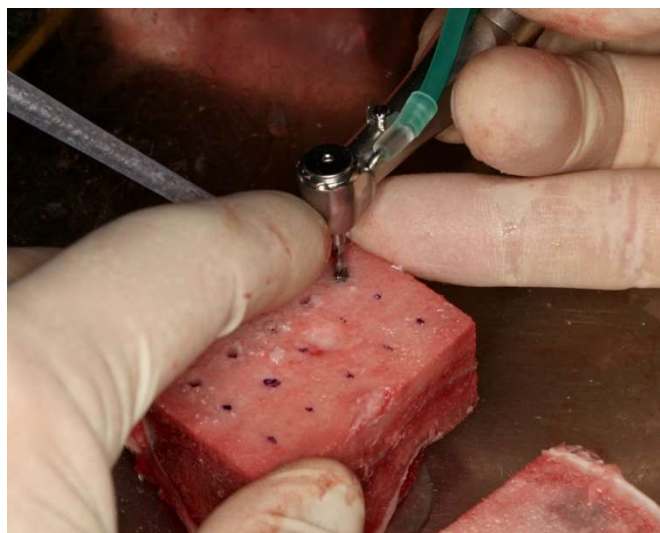
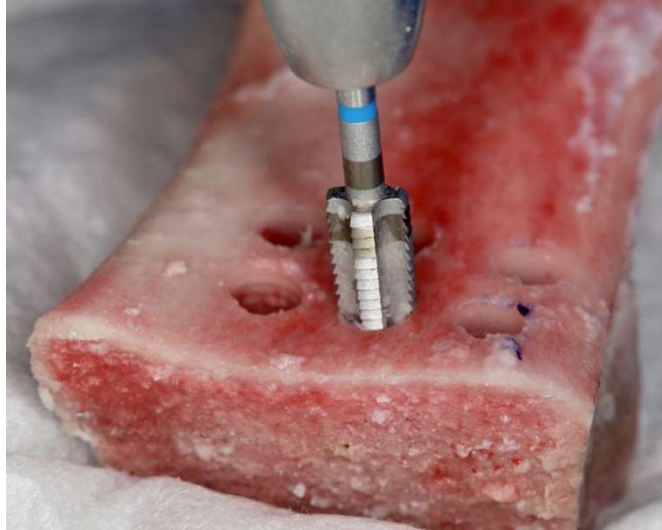


Abbildung 12: Präparation des Implantatbettes in D4-Knochen



*Abbildung 13: Präparation des Gewindeschnitts in D2/D3-Knochen*



*Abbildung 14: Vorbereiteter D4-Knochenblock prä insertionem*

### 5.3.3 Messung der Drehmomente

Zur Messung des maximalen Drehmoments beim Ein- und Ausdrehen des jeweiligen Implantats wurde ein Kraft- und Drehmomentanzeigergerät (AFTI, Mecmesin GmbH, Schwenningen) genutzt. Dazu wurde das maximale Drehmoment in der letzten Umdrehung beim Eindrehen und in der ersten Umdrehung beim Ausdrehen des Implantats gemessen.



Abbildung 15: Messung der Drehmomente mit Kraft- und Drehmomentanzeigergerät „AFTI“

### 5.4 Auswertung der Ergebnisse

Die statistische Analyse wurde mit einer Statistik- und Analyse - Software (IBM SPSS Statistics 23, IBM Deutschland GmbH, Ehningen) unter Betreuung durch das Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universitätsmedizin Mainz durchgeführt. Zur deskriptiven Analyse wurde eine Häufigkeitsanalyse durchgeführt und die Messergebnisse graphisch mittels Boxplots dargestellt.

Die konfirmatorische Analyse der  $H_1$ -Hypothese wurde mittels eines Mann-Whitney-U-Tests durchgeführt, da nicht von einer Normalverteilung der Messergebnisse ausgegangen werden kann. Das Signifikanzniveau wurde bei 5% für jeden Datensatz des jeweiligen Implantats festgesetzt, weil für jedes einzelne Implantat separat die  $H_1$ -Hypothese angenommen wird.



Abbildung 16: Ceramic implant 5,0 mm x 10 mm im D4-Knochenblock post insertionem

## 6. Ergebnisse

### 6.1 Ergebnisse zum PURE Ceramic Implant

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D4-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 37,81 Ncm (SD  $\pm$  12,82), mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 34,68 Ncm (SD  $\pm$  10,43), mit 1/3 Gewindeschnitt (B2) von 54,15 Ncm (SD  $\pm$  15,54) und bei keinem Gewindeschnitt (B1) von 56,43 Ncm (SD  $\pm$  13,33). Damit fallen die Eindrehmomente der Bohrprotokolle B1 und B2 im D4-Knochen in einen Wertebereich außerhalb des vom Hersteller empfohlenen Eindrehmoments.

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D2/D3-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 42,5 Ncm (SD  $\pm$  9,10) und mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 59,81 Ncm (SD  $\pm$  10,86). Für Bohrprotokoll B1 und B2 im D2/3-Knochen wurden keine weiteren Daten erhoben, da sich schon die Ergebnisse von B3 außerhalb des vom Hersteller empfohlenen Eindrehmoments befanden. Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B3 und B4 ist nicht statistisch signifikant ( $p = 0,465$ ).



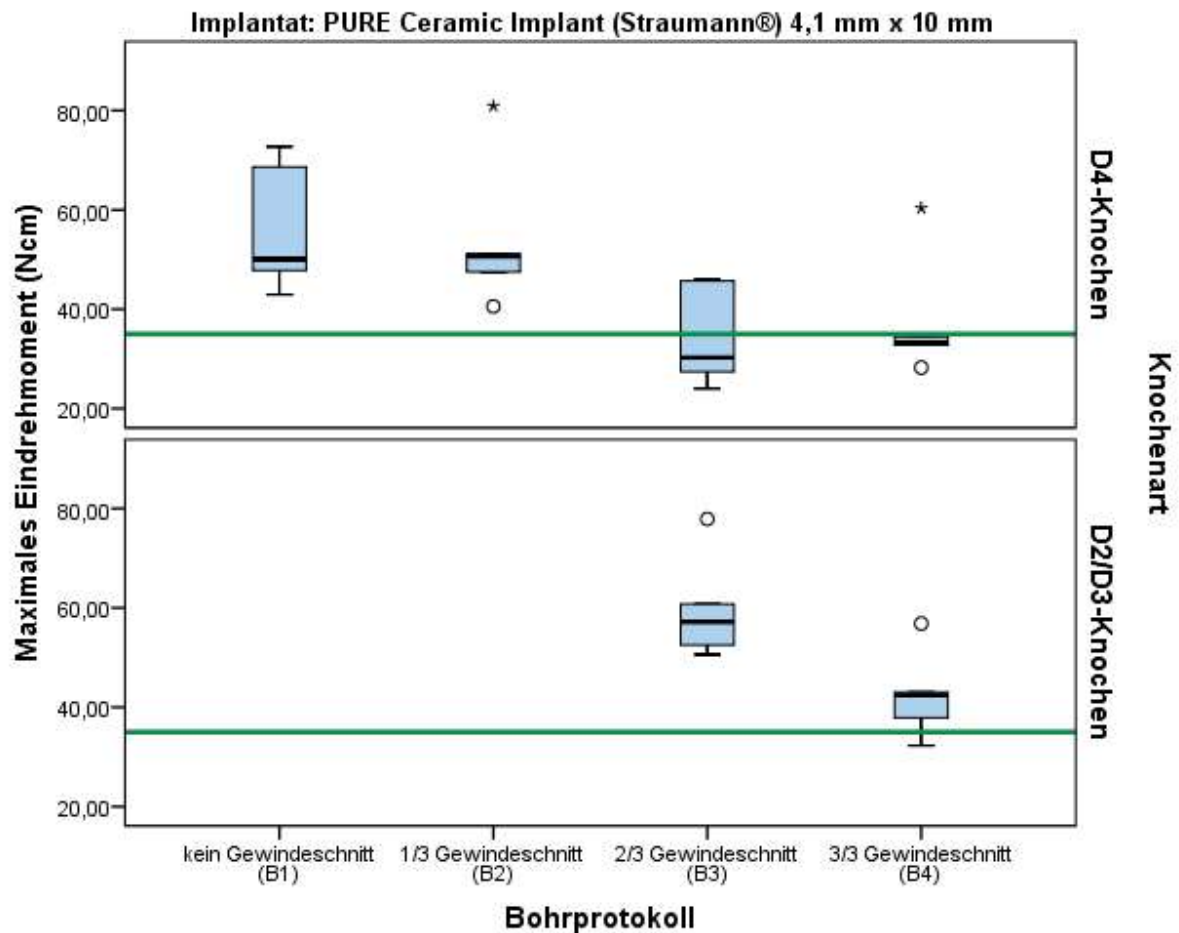


Abbildung 17: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des PURE Ceramic Implant

Die x-Achse zeigt die verschiedenen Bohrprotokolle B1-B4, wohingegen die y-Achse das maximale Drehmoment in Ncm abbildet. Insgesamt ist die Graphik in eine untere und obere Hälfte unterteilt. Die obere Hälfte repräsentiert die Messungen im D4-Knochen und die untere Hälfte die Messungen im D2/D3-Knochen. Als grüne Parallele zur x-Achse verläuft das durch den Hersteller empfohlene Eindrehmoment bei 35 Ncm (8).

## 6.2 Ergebnisse zum Ceramic.Implant 4 mm Durchmesser

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D4-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 16,37 Ncm (SD  $\pm$  5,83), mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 33,55 Ncm (SD  $\pm$  8,46), mit 1/3 Gewindeschnitt (B2) von 39,40 Ncm (SD  $\pm$  11,57) und bei keinem Gewindeschnitt (B1) von 36,79 Ncm (SD  $\pm$  5,67). Damit fallen die Eindrehmomente der Bohrprotokolle B1, B2 und B4 im D4-Knochen in einen Wertebereich außerhalb des vom Hersteller empfohlenen minimalen und maximalen Eindrehmoments von 25-35 Ncm.

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D2/D3-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 22,69 Ncm (SD  $\pm$  5,54) und mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 37,90 Ncm (SD  $\pm$  4,96). Für Bohrprotokoll B1 und B2 im D2/3-Knochen wurden keine weiteren Daten erhoben, da sich schon die Ergebnisse von B3 außerhalb des vom Hersteller empfohlenen maximalen Eindrehmoments befanden. Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B3 und B4 ist signifikant ( $p = 0,009$ ).

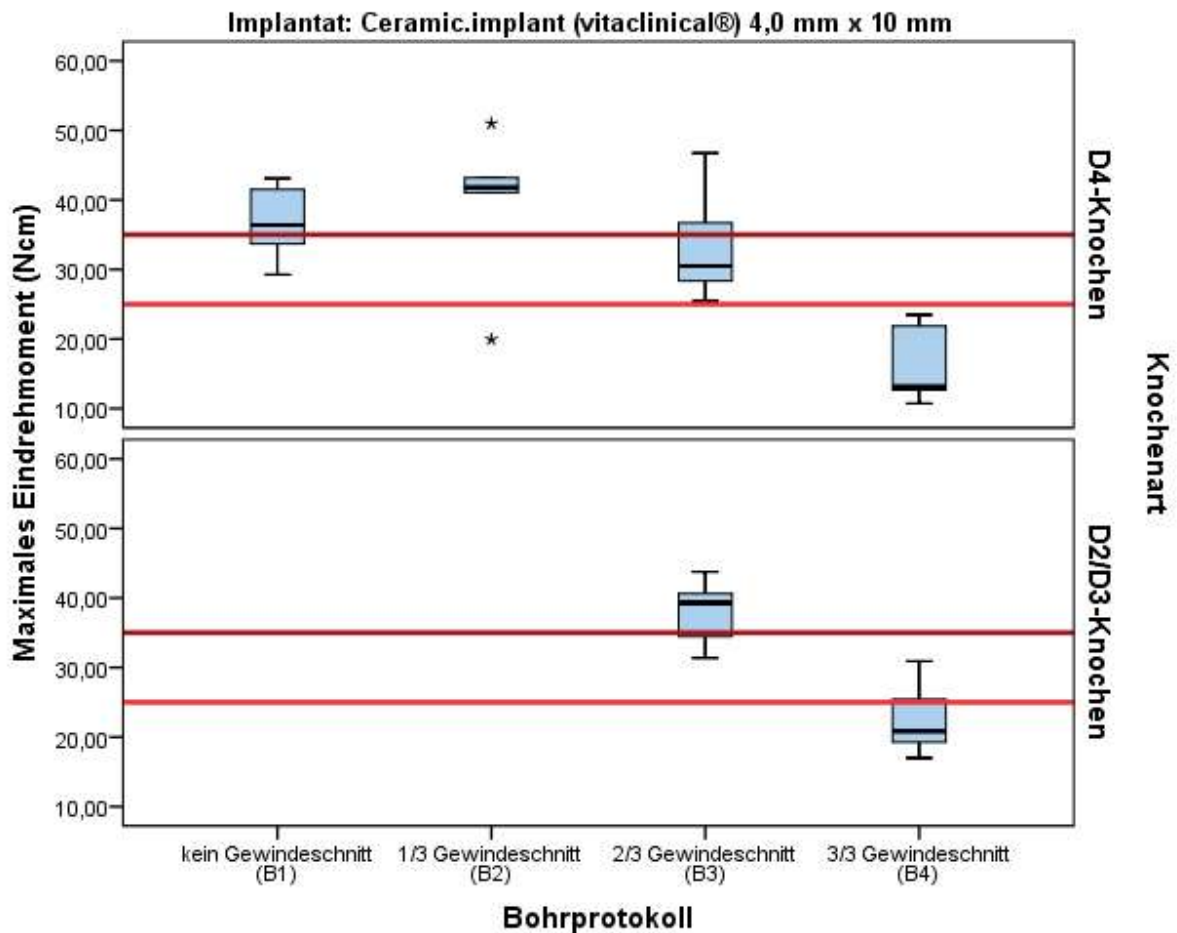


Abbildung 18: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Ceramic.implant 4 mm Durchmesser

Die x-Achse zeigt die verschiedenen Bohrprotokolle B1-B4, wohingegen die y-Achse das maximale Drehmoment in Ncm abbildet. Insgesamt ist die Graphik in eine untere und obere Hälfte unterteilt. Die obere Hälfte repräsentiert die Messungen im D4-Knochen und die untere Hälfte die Messungen im D2/D3-Knochen. Als hellrote Parallele zur x-Achse verläuft das durch den Hersteller empfohlene minimale Eindrehmoment bei 25 Ncm. Die dunkelrote Parallele spiegelt das maximale Drehmoment bei 35 Ncm wider (7).

### 6.3 Ergebnisse zum Ceramic.Implant 5 mm Durchmesser

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D4-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 15,22 Ncm (SD  $\pm$  4,97), mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 25,35 Ncm (SD  $\pm$  6,32), mit 1/3 Gewindeschnitt (B2) von 43,30 Ncm (SD  $\pm$  12,70) und bei keinem Gewindeschnitt (B1) von 43,02 Ncm (SD  $\pm$  10,99). Damit fallen die Eindrehmomente der Bohrprotokolle B1, B2 und B4 im D4-Knochen in einen Wertebereich außerhalb des vom Hersteller empfohlenen minimalen und maximalen Eindrehmoments von 25-35 Ncm.

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D2/D3-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 24,68 Ncm (SD  $\pm$  7,06) und mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 82,25 Ncm (SD  $\pm$  13,53). Für Bohrprotokoll B1 und B2 im D2/3-Knochen wurden keine weiteren Daten erhoben, da sich schon die Ergebnisse von B3 außerhalb des vom Hersteller empfohlenen maximalen Eindrehmoments befanden.

Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B3 und B4 ist signifikant ( $p = 0,028$ ).

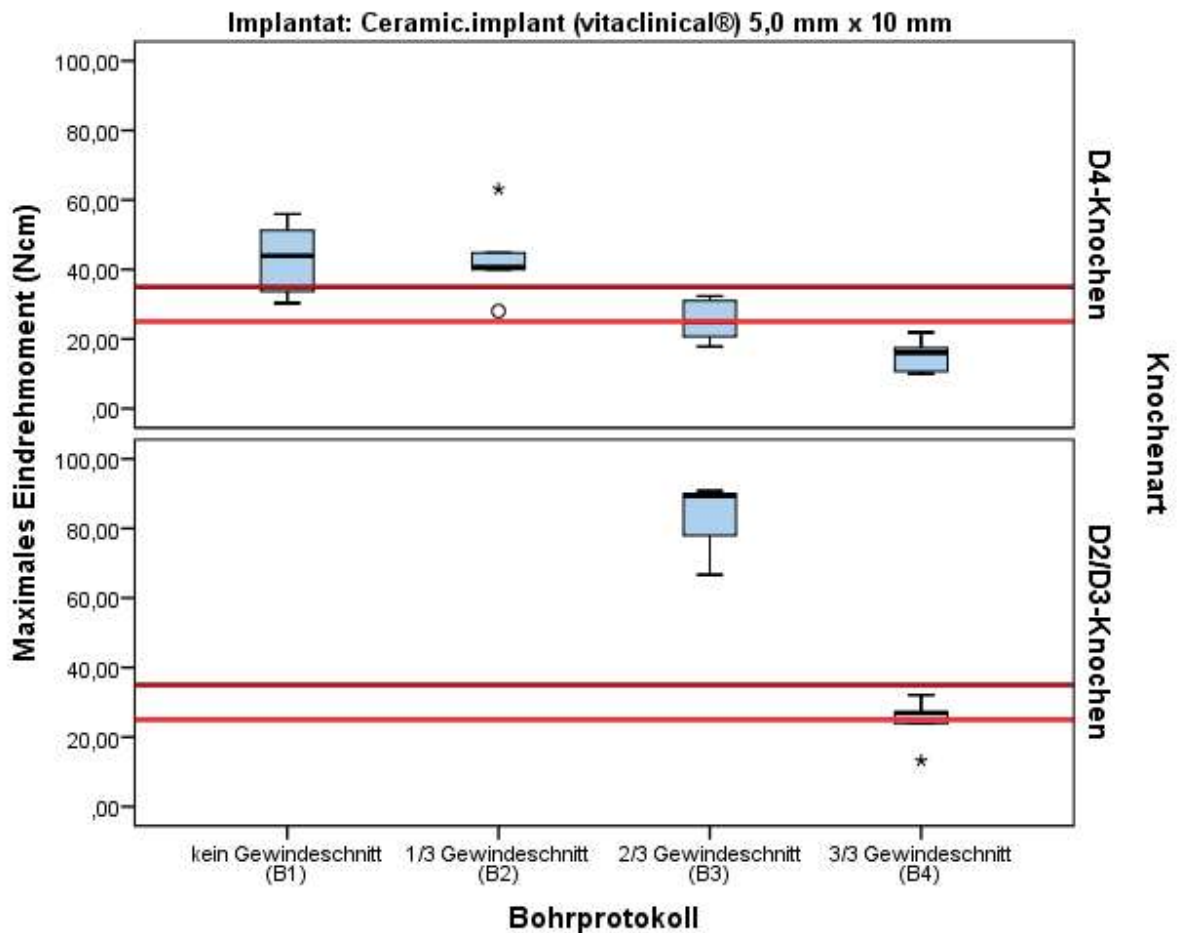


Abbildung 19: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Ceramic.implant 5 mm Durchmesser

Die x-Achse zeigt die verschiedenen Bohrprotokolle B1-B4, wohingegen die y-Achse das maximale Drehmoment in Ncm abbildet. Insgesamt ist die Graphik in eine untere und obere Hälfte unterteilt. Die obere Hälfte repräsentiert die Messungen im D4-Knochen und die untere Hälfte die Messungen im D2/D3-Knochen. Als hellrote Parallele zur x-Achse verläuft das durch den Hersteller empfohlene minimale Eindrehmoment bei 25 Ncm. Die dunkelrote Parallele spiegelt das maximale Drehmoment bei 35 Ncm wider (7).

## 6.4 Ergebnisse zum Zeramex XT®

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D4-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 15,78 Ncm (SD  $\pm$  5,77), mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 29,26 Ncm (SD  $\pm$  14,88), mit 1/3 Gewindeschnitt (B2) von 44,43 Ncm (SD  $\pm$  11,35) und bei keinem Gewindeschnitt (B1) von 50,09 Ncm (SD  $\pm$  5,75). Damit fallen die Eindrehmomente der Bohrprotokolle B1 und B4 im D4-Knochen in einen Wertebereich außerhalb des vom Hersteller empfohlenen minimalen und maximalen Eindrehmoments von 20-45 Ncm.

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D2/D3-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 27,66 Ncm (SD  $\pm$  4,82) und mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 57,42 Ncm (SD  $\pm$  6,72). Für Bohrprotokoll B1 und B2 im D2/3-Knochen wurden keine weiteren Daten erhoben, da sich schon die Ergebnisse von B3 außerhalb des vom Hersteller empfohlenen maximalen Eindrehmoments befanden. Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B3 und B4 ist signifikant ( $p = 0,028$ ). Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B2 und B4 ist signifikant ( $p = 0,009$ ). Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B2 und B3 ist signifikant ( $p = 0,047$ ).

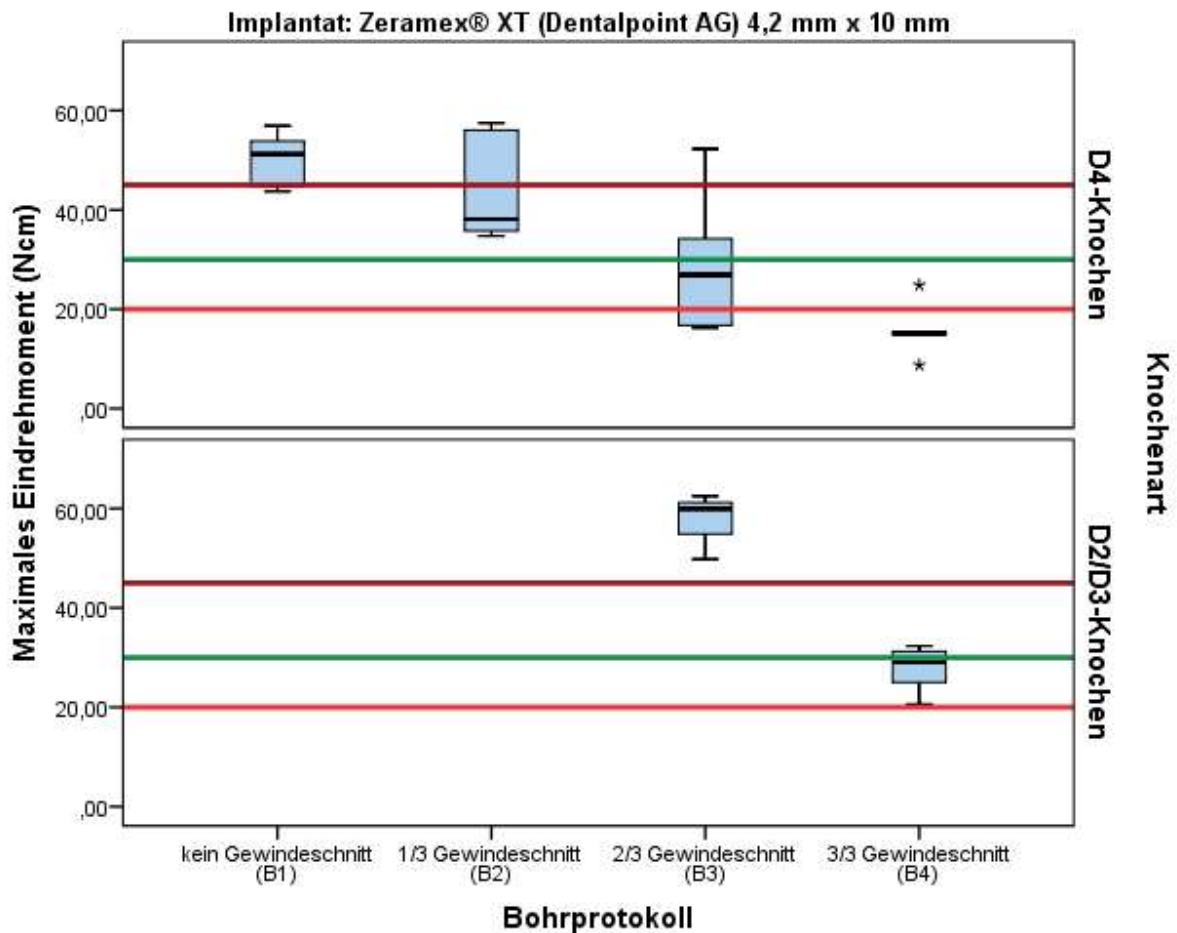


Abbildung 20: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Zeramex XT®

Die x-Achse zeigt die verschiedenen Bohrprotokolle B1-B4, wohingegen die y-Achse das maximale Drehmoment in Ncm abbildet. Insgesamt ist die Graphik in eine untere und obere Hälfte unterteilt. Die obere Hälfte repräsentiert die Messungen im D4-Knochen und die untere Hälfte die Messungen im D2/D3-Knochen. Als hellrote Parallele zur x-Achse verläuft das durch den Hersteller empfohlene minimale Eindrehmoment bei 20 Ncm und als dunkelrote Parallele das maximale Drehmoment bei 45 Ncm. Die grüne Parallele repräsentiert das obere Ende des empfohlenen Eindrehmoments mit 30 Ncm (9).

## 6.5 Ergebnisse zum Ceralog Monobloc M10

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D4-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 19,10 Ncm (SD  $\pm$  1,87), mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 27,32 Ncm (SD  $\pm$  8,78), mit 1/3 Gewindeschnitt (B2) von 35,83 Ncm (SD  $\pm$  7,70) und bei keinem Gewindeschnitt (B1) von 32,15 Ncm (SD  $\pm$  9,88). Damit fällt das Eindrehmoment des Bohrprotokolle B2 im D4-Knochen in einen Wertebereich außerhalb des vom Hersteller empfohlenen maximalen Eindrehmoments von 35 Ncm.

Das untersuchte Implantatsystem zeigt im D2/D3-Knochen bei vollem Gewindeschnitt (B4) ein mittleres maximales Eindrehmoment von 32,15 Ncm (SD  $\pm$  3,56) und mit 2/3 Gewindeschnitt (B3) von 52,12 Ncm (SD  $\pm$  5,14). Für Bohrprotokoll B1 und B2 im D2/3-Knochen wurden keine weiteren Daten erhoben, da sich schon die Ergebnisse von B3 außerhalb des vom Hersteller empfohlenen maximalen Eindrehmoments befanden.

Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B3 und B4 ist nicht signifikant ( $p = 0,117$ ), wobei die Tendenz zu einem Unterschied vorhanden ist.

Die Differenz der Messerergebnisse im D4-Knochen von B1 und B3 ist nicht signifikant ( $p = 0,465$ ).



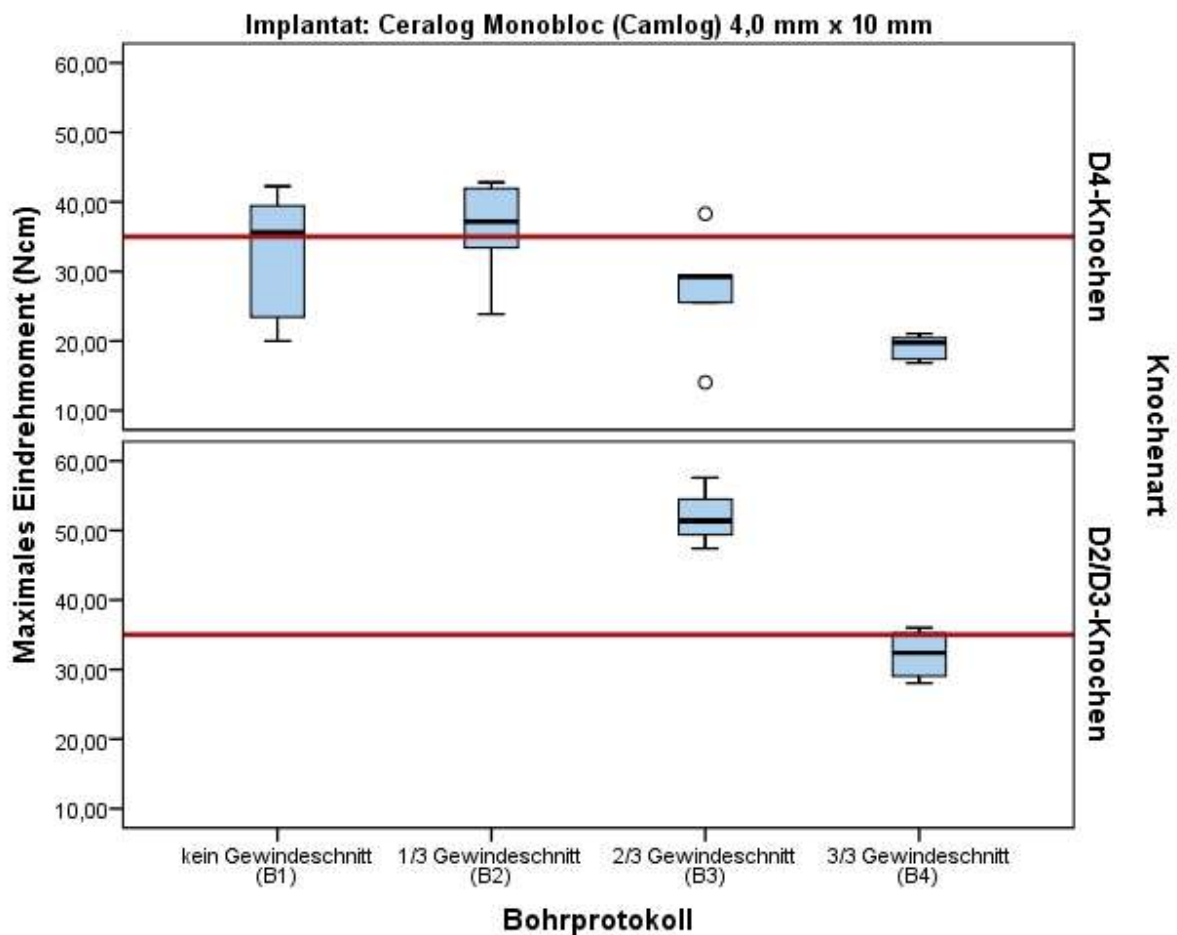


Abbildung 21: Boxplot mit den Ergebnissen der Versuchsreihe des Ceralog Monobloc M10

Die x-Achse zeigt die verschiedenen Bohrprotokolle B1-B4, wohingegen die y-Achse das maximale Drehmoment in Ncm abbildet. Insgesamt ist die Graphik in eine untere und obere Hälfte unterteilt. Die obere Hälfte repräsentiert die Messungen im D4-Knochen und die untere Hälfte die Messungen im D2/D3-Knochen. Als dunkelrote Parallele zur x-Achse verläuft das durch den Hersteller empfohlene maximale Eindrehmoment bei 35 Ncm (2).

## 7. Diskussion

Die Primärstabilität ist eine Voraussetzung für die komplikationsfreie Einheilung und eine stabile Osseointegration. Mikrobewegungen eines Implantats nach der Insertion, die durch eine mangelnde Primärstabilität verursacht werden können, haben das Potential den osseointegrativen Verbund zu beeinträchtigen (65). So kann sich statt eines Knochen-Implantat-Verbunds eine fibröse Schicht zwischen Implantat und Knochen ausbilden, was folglich zum Verlust des Implantats führen kann (62).

Wichtig ist deshalb, dass gerade einteilige Implantatsysteme eine besonders suffiziente Primärstabilität erreichen. Einteilige Implantate müssen aufgrund ihres *Designs* transgingival einheilen und sind deshalb während der Heilungsphasen möglicherweise okklusalen und/oder lateralen Kräften ausgesetzt (48). Solche Faktoren, die Kräfte auf ein transgingival einheilendes Implantat induzieren können, sind zum Beispiel Kau- und Zungenbewegungen. Eine gute Primärstabilität zu erreichen, ist bei genügend Knochenangebot und entsprechend fester Knochenqualität chirurgisch gut erreichbar. Eine mangelnde Primärstabilität ist jedoch nicht automatisch mit einem höheren Risiko auf einen frühen Implantatverlust verbunden. Bei Implantaten mit postoperativ leichter Rotationsbeweglichkeit, lateraler Beweglichkeit und Primärstabilitäten  $\leq 20$  Ncm konnten keine signifikant höheren Implantatverluste nachgewiesen werden (106, 107).

Dahingegen ist es essentiell für sofortbelastete Implantate eine gute Primärstabilität zu erreichen. Gute Ergebnisse mit Sofortbelastung können auch in den weichen Knochenregionen der hinteren Maxilla, bei adäquater Primärstabilität, erreicht werden. So konnte keine signifikant unterschiedliche Überlebensrate zwischen nicht funktionell sofortbelasteten und regulär eingehielten Implantaten mit Belastung vier Monate post insertionem gefunden werden (108). Erfolgskriterium war laut Zarrabi et al. (2018) auch hier eine hohe mittlere Primärstabilität von ca. 50 Ncm in der Test- und Kontrollgruppe.

Um eine hohe Primärstabilität zu erreichen, verändern erfahrene Implantologen in klinisch schwierigen Situationen wie z.B. weichem Knochen oder nach Knochenaugmentation das Bohrprotokoll. Hiermit wird versucht, ein höheres Eindrehmoment zu erreichen und damit die Primärstabilität zu beeinflussen.

Abwandlungen des Bohrprotokolls werden von den Herstellern je nach Knochenqualität sogar empfohlen, damit sich der Operateur in der jeweiligen Situation individuell und für den Patienten für die beste Option entscheiden kann. So wird, zum Beispiel, der Gewindeschnitt bei der Feinpräparation des Implantatbettes als optionaler Schritt und in Abwägung des Chirurgen empfohlen (8).

## 7.1 Diskussion der $H_{0/1}$ -Hypothese

In dieser Studie kann gezeigt werden, wie sich eine Veränderung im Bohrprotokoll auf die Primärstabilität eines Implantatsystems auswirken kann. Eine erhöhte Primärstabilität aufgrund einer Reduktion des Gewindeschnitts, ist klar ersichtlich und unabhängig von der Knochenqualität (vgl.

Abbildung 17 - 20).

Eine Verbesserung der Primärstabilität ist aber nicht in jedem Fall gegeben, da durch die Hersteller meist systemspezifisch ein maximales Eindrehmoment vorgeben ist.

Wenn also auch ohne ein verändertes Bohrprotokoll eine gute Primärstabilität erreicht werden kann, welches nah unterhalb des maximal empfohlenen

Eindrehmoments ist, dann ist jedes höhere Drehmoment eine Verschlechterung.

Die Herstellerangaben sollten in jedem Fall Beachtung finden, da bei zu hohen Drehmomenten eine Beschädigung des Implantats nicht ausgeschlossen werden kann (8).

Das PURE Ceramic Implant hat nach der Insertion in den weichen D4-Knochen bei vollem Gewindeschnitt ein Eindrehmoment von 37,81 Ncm (SD  $\pm$  12,82). Bei einem vom Hersteller empfohlenem Eindrehmoment von 35 Ncm, hat dieses Implantatsystem ohne Veränderung des Bohrprotokolls die nahezu optimale Primärstabilität erreicht. Folglich lässt sich bei diesem Implantatsystem sagen, dass im D4-Knochen keine Veränderung im Bohrprotokoll erfolgen muss, um eine gute Primärstabilität zu erreichen.

Im Vergleich dazu kann beim Ceramic.Implant, Zeramex XT<sup>®</sup> und dem Ceralog Monobloc M10 eine Verbesserung der Primärstabilität im D4-Knochen bei reduziertem Gewindeschnitt beobachtet werden.

Beim Ceramic.Implant mit 4 mm Durchmesser kann im D4-Knochen eine Verbesserung des Drehmoments von B4 (maximales Eindrehmoment von 16,37 Ncm (SD  $\pm$  5,83) auf B3 (maximales Eindrehmoment von 33,55 Ncm (SD  $\pm$  8,46)) beobachtet werden. Damit befinden sich die Ergebnisse zum B3 nahe am empfohlenen maximalen Eindrehmoment von 35 Ncm und damit im optimalen Bereich, wenn eine höchst mögliche Primärstabilität angestrebt werden soll.

Ähnlich ist es beim Zeramex XT<sup>®</sup>. Die Messerwerte zu B3 im D4-Knochen fallen mit einem mittleren maximalen Eindrehmoment von 29,26 Ncm (SD  $\pm$  14,88) fast exakt auf das empfohlene Eindrehmoment von 30 Ncm. Ist eine Primärstabilität nahe des maximal empfohlenen Eindrehmoments (45 Ncm) gewünscht, kann mit B2 im D4-Knochen ein mittleres maximales Eindrehmoment von 44,43 Ncm (SD  $\pm$  11,35) erreicht werden.

Die Verbesserung der Primärstabilität des Ceralog Monobloc M10 im D4-Knochen geht soweit, dass mit B1 im D4-Knochen sogar ein maximales Eindrehmoment von 32,15 Ncm (SD  $\pm$  9,88) möglich ist. Mit einem maximalen Drehmoment von 35,83 Ncm (SD  $\pm$  7,70) mit B2 im D4-Knochen liegt das Messergebnis nur knapp über dem empfohlenen maximalen Eindrehmoment von 35 Ncm. Dabei gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen B1 und B2 im D4-Knochen ( $p= 0,465$ ). Es kann also geschlussfolgert werden, dass für ein maximales Eindrehmoment, innerhalb der Empfehlungen des Herstellers, im D4-Knochen auf einen Gewindeschnitt verzichtet werden kann.

	<u>PURE Ceramic Implant</u>	<u>Ceramic.Implant <math>\varnothing</math> 4 mm</u>
<b>Drehmomente</b>		
min. empfohlener Eindrehmoment (Ncm)	-	25
empfohlener Eindrehmoment (Ncm)	35	-
max. empfohlener Eindrehmoment (Ncm)	-	35
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B1 (Ncm)	56,43	36,79
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B2 (Ncm)	54,15	39,4
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B3 (Ncm)	34,68	33,55
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B4 (Ncm)	37,81	16,37
mittl. Eindrehmoment im D2/D3-Knochen bei B4 (Ncm)	42,5	22,69
mittl. Eindrehmoment im D2/D3-Knochen bei B3 (Ncm)	59,81	37,9

Abbildung 22: Zusammenfassende Tabelle der gemessenen mittleren Eindrehmomente und die vom Hersteller empfohlenen Drehmomente des PURE Ceramic Implant und Ceramic.Implant  $\varnothing$  4 mm

	<b>Zeramex XT®</b>	<b>Ceralog Monobloc M10</b>
<b>Drehmomente</b>		
min. empfohlener Eindrehmoment (Ncm)	20	-
empfohlener Eindrehmoment (Ncm)	30	-
max. empfohlener Eindrehmoment (Ncm)	45	35
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B1 (Ncm)	50,09	32,15
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B2 (Ncm)	44,43	35,83
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B3 (Ncm)	29,26	27,32
mittl. Eindrehmoment im D4-Knochen bei B4 (Ncm)	15,78	19,1
mittl. Eindrehmoment im D2/D3-Knochen bei B4 (Ncm)	27,66	32,15
mittl. Eindrehmoment im D2/D3-Knochen bei B3 (Ncm)	57,42	52,12

Abbildung 23: Zusammenfassende Tabelle der gemessenen mittleren Eindrehmomente und die vom Hersteller empfohlenen Drehmomente des Zeramex XT® und Ceralog Monobloc M10

Im D2/D3 Knochen zeigen alle untersuchten Implantate bei reduziertem Gewindeschnitt ein mittleres maximales Drehmoment, was jeweils über dem vom Hersteller empfohlenen maximalen Drehmoment liegt.

In den hier getesteten Knochenqualitäten kann also von jedem Implantatsystem eine Primärstabilität innerhalb der für eine Sofortbelastung geforderten  $\geq 20$  Ncm - 45 Ncm erreicht werden (109).

Eine weitere Reduktion des Gewindeschnitts oder Unterpräparation des Implantatbettes kann, unabhängig vom Implantatsystem, bei weichen Knochensituationen als einem D4-Knochen erforderlich sein. Knochenaugmentationen, die vor allem durch horizontalen Knochenverlust im Oberkieferfrontzahnbereich oder vertikalem Knochenverlust in der Region des ersten Oberkiefermolars notwendig werden, können den reduzierten Knochen-Implantat-Kontakt nicht immer kompensieren (110). Um dennoch eine ausreichende Primärstabilität zu erzielen, kann der Gewindeschnitt weiter reduziert werden.

## 7.2 Einfluss des Implantatdesigns auf die Primärstabilität

Der Grund warum die Implantatsysteme im Ergebnis teilweise erheblich differieren, ist primär in der jeweiligen Firmenphilosophie zu finden. Je nach Design und Konstruktion wird schon in der Entwicklung eines Implantats entschieden, wie primärstabil das jeweilige Implantat sein soll. Außerdem gibt jeder Implantathersteller dem Operateur unterschiedliche Freiheiten. Für das PURE Ceramic Implant existiert zwar ein empfohlenes Eindrehmoment von 35 Ncm, jedoch kein maximales Eindrehmoment (8). Es wird in der Betriebsanleitung lediglich darauf verwiesen, dass sich im Transferteil des Implantats eine Sollbruchstelle befindet, die vor einem zu hoch applizierten Drehmoment schützen soll. Solch eine Sollbruchstelle zum Schutz des Implantats befindet sich auch im Instrumentarium anderer Hersteller. Für das Zeramex XT® empfiehlt der Hersteller ein maximales Drehmoment von 45 Ncm mit einer Sollbruchstelle im Transferteil bei ca. 50 Ncm (9). Für das Ceramic.Implant und das Ceralog Monobloc M10 werden jeweils 35 Ncm als maximales Eindrehmoment angegeben ohne eine Sollbruchstelle als Absicherung (2, 7). Wenn sich also ein Hersteller auf ein maximales Drehmoment festlegt, dann kann er sein Implantatsystem komplett darauf ausrichten. Ein aggressives Gewindedesign ist so, zum Beispiel, nur dann sinnvoll, wenn ein großes maximales Drehmoment appliziert werden soll.

Die hier getesteten Implantatsysteme weisen in ihrer Makrogeometrie analog zu ihrem maximalen (potentiellen) Drehmoment Unterschiede auf. Abbildung 24 zeigt die Gewindegeometrie der verwendeten Implantatsysteme. Deskriptiv ist optisch kein Unterschied in der Gewindesteigung der verschiedenen Implantate feststellbar. Auffällig ist jedoch die sich unterscheidenden Gewindearten und Flankendurchmesser. Der Flankendurchmesser ist ein imaginärer Kreiszyylinder dessen innere bzw. äußere Seite den Tiefpunkt der Gewindekerbe und den Hochpunkt des Gewindes schneidet. Damit ist es die geometrische Form, die entsteht, wenn man Innendurchmesser vom Außendurchmesser subtrahiert. In Studien zeigt sich, dass ein höherer Flankendurchmesser, also ein größeres Gewinde, mit einer höheren Primärstabilität, sowohl im D4- als auch D2/D3-Knochen, einhergeht (58, 111).

Das PURE Ceramic Implant besteht aus einem Spitzgewinde mit einem relativ großen Flankendurchmesser im Vergleich zum Ceramic.Implant und dem Ceralog Monobloc M10. Das Zeramex® XT hat mit seinem Spitzgewinde einen ähnlichen Flankendurchmesser als das PURE Ceramic Implant. Beide Gewindegeometrien scheinen im Vergleich mit dem Ceramic.Implant und dem Ceralog Monobloc M10 aggressiver, wobei das PURE Ceramic Implant mit seinem spitz zulaufenden Gewinde einen schärferen, aber auch fragileren Eindruck erweckt.

Das Ceramic.Implant zeigt mit seinem asymmetrischen Sägewinde das Potential okklusale Kräfte besonders gut in den Knochen weiterleiten zu können. Weiterhin soll diese Gewindegeometrie die Spongiosa partiell verdichten können, was zu einer möglichen verkürzten Einheilzeit führen kann (7).

Das Ceralog Monobloc M10 stellt sich mit dem optisch wenigsten aggressiven Gewindedesign dar. Durch sein stumpf wirkendes Gewinde und seinem schmalen Flankenzylinder wirkt es im Vergleich zu den anderen Implantaten als hätte es weniger Potential für eine hohe mechanische Verankerung. Außerdem hat es den Anschein, dass diese wenig grazile und runde Geometrie auch weniger anfälliger für Chipping-Frakturen im Vergleich zu anderen Implantaten ist.

Hohe Eindrehmomente, die über das maximal vom Hersteller empfohlene Eindrehmoment hinausgehen, können zu Chippingfrakturen des Gewindes, Beschädigungen des Implantatnackens durch das Insertionsteil, bis hin zur Fraktur des Implantats während des Eindrehprozesses führen (5).

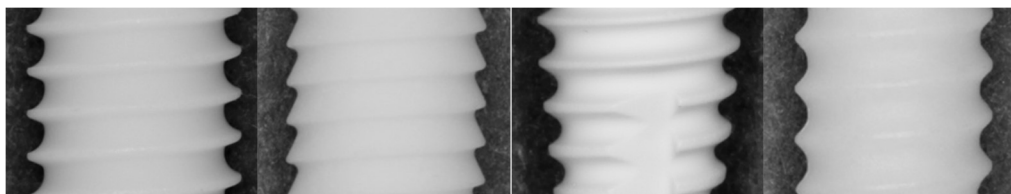


Abbildung 24: von links: PURE Ceramic Implant, Ceramic.Implant, Zeramex® XT,  
Ceralog Monobloc M10

Ein weiterer Faktor für eine unterschiedliche Primärstabilität, bei unverändertem Implantatdesign und Knochenqualität, kann die Art der Implantatbettauflbereitung sein. Wie in Abbildung 8-10 zu sehen, unterscheiden sich die Bohrer der verschiedenen Hersteller doch teilweise erheblich. Die auf die individuellen Implantatform abgestimmten Bohrer unterscheiden sich hinsichtlich Durchmesser, Gewindesteigung, Spanraumes, Schärfe und damit auch in Bezug auf die thermische und mechanische Belastung auf den Knochen (112). Es ist nicht Gegenstand dieser Arbeit zu untersuchen inwieweit die unterschiedlichen Bohrprotokolle der Hersteller den Knochen verdichten, oder das Implantatbett in Relation zur Implantatgröße aufbereiten. Dennoch muss es Unterschiede zwischen dem Bohrprotokoll analog zur Implantatform zwischen den Hersteller geben, da es keine Norm gibt, die den Hersteller ein gewisses Bohrerdesign vorschreibt. Dieser Unterschied zwischen Implantatbettgröße, Knochenverdichtung oder Gewindeschnitt in Relation zum Implantat kann bei einer Insertion Auswirkungen auf den Eindrehmoment haben (105). Darüber hinaus kann eine schonende bzw. aggressive Bohrung aufgrund mechanischer und thermaler Belastung den Heilungsverlauf und die Osseointegration positiv wie negativ beeinflussen (113). Aus diesem Grund bietet es sich an möglichst niedertourig und mit viel Wasserkühlung die Präparation durchzuführen.

Die unterschiedlichen maximalen Eindrehmomente verschiedener Implantatsysteme bei gleichem Bohrprotokoll und gleicher Knochenqualität lassen sich auch mit der Oberflächenrauigkeit der Implantate erklären.

Die in dieser Studie benutzten Implantate haben in folgender Reihenfolge eine absteigende Rauigkeit: Straumann PURE Ceramic Implant(ZLA<sup>®</sup> Oberfläche) 1,27  $\mu\text{m}$  (SD  $\pm$  0,24), Ceralog Monobloc M10 1,22  $\mu\text{m}$  (SD  $\pm$  0,36), Ceramic.implant (cer.face<sup>®</sup> Oberfläche) 1,05  $\mu\text{m}$  (SD  $\pm$  0,17) und Zeramex<sup>®</sup> XT (ZERAFIL<sup>™</sup> Oberfläche) (SD  $\pm$  0,95) (71). Die gleiche Reihenfolge konnte analog in dieser Arbeit in puncto absteigender Primärstabilität nachvollzogen werden. So ergibt das maximale Eindrehmoment im D4-Knochen bei B4 in absteigender Reihenfolge folgende Abfolge: PURE Ceramic Implant 37,81 Ncm (SD  $\pm$  12,82), Ceralog Monobloc M10 19,10 Ncm (SD  $\pm$  1,87), Ceramic.implant 16,37 Ncm (SD  $\pm$  5,83), Zeramex<sup>®</sup> XT 15,78 Ncm (SD  $\pm$  5,77).



Im Vergleich dazu ergibt die Reihenfolge absteigender Primärstabilität im D2/D3-Knochen bei B4 folgende Reihe: PURE Ceramic Implant 42,5 Ncm (SD  $\pm$  9,10), Ceralog Monobloc M10 32,15 Ncm (SD  $\pm$  3,56), Zeramex® XT 27,66 Ncm (SD  $\pm$  4,82), Ceramic.Implant 22,69 Ncm (SD  $\pm$  5,54).

Damit zeigt sich, dass einerseits die Primärstabilität wie erwartet im härteren Knochen höher ausfällt. Gleichzeitig wird deutlich, dass die Rauigkeit nicht der einzige bestimmende Faktor für die Primärstabilität ist. Bei gleicher Implantatlänge und gut vergleichbaren Implantatdurchmesser von 4,0 – 4,2 mm tragen die individuellen Makrogeometrien und Implantatbettpräparationen zu einem Unterschied hinsichtlich der Primärstabilität zwischen den Implantatsystemen bei.

Ob und inwieweit die Rauigkeit der Oberfläche Einfluss auf das maximale Drehmoment hat, kann hier nicht abschließend beantwortet werden. Die Ergebnisse lassen jedenfalls den Schluss zu, dass ein Einfluss der Rauigkeit nicht auszuschließen ist. Untermauert wird diese These durch die Studie von Dos Santos et al. (2011). Es konnte gezeigt werden, dass eine rauere Oberfläche mit einem höheren Reibungskoeffizienten einhergeht und damit zu einem höheren Eindrehmoment führt (54).

Zum selben Schluss kamen Tabassum et al. (2010) in einer Studie, die den Einfluss der Rauigkeit auf die Primärstabilität im Kunstknochen (Polyurethanblock) bei unterschiedlichen Dicken der Kortikalis untersucht hat (114). Dabei stellte sich heraus, dass die Rauigkeit des Implantats und die unterdimensionierte Präparation des Implantatbettes eine verbesserte Primärstabilität bis zu einer Kortikalisdicke von zwei Millimeter liefert (114). Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass bei einer Kortikalisdicke von  $\geq$  2 mm weder die Rauigkeit, noch das unterdimensionierte Implantatbett die Primärstabilität affiziert (114).

Einen Unterschied zwischen den verschiedenen Implantatgrundformen, also konischem oder zylindrischem Implantatkörper, kann durch das vorliegende Studiendesign nicht beantwortet werden. Die Versuchsmethodik lässt den Schluss nicht zu, eine Verbindung zwischen Messergebnis und Implantatform zu generieren. Die untersuchten Implantate unterscheiden sich zwar visuell in ihrer Konizität (Abbildung 6), jedoch zeigt sich auch, dass es innerhalb eines Implantatsystems differierende Bereiche verschiedener Konizitäten gibt.

Versuche, die Unterschiede zwischen zylindrischen und konischen Implantatsystemen ausmachen sollen, müssen sich auf identisch designte Implantate mit unterschiedlicher, genau bekannter Konizität beschränken.

Cochran et al. (2016) zeigten in einer vivo Studie, dass im Direktvergleich zwischen konischen und zylindrischen Implantaten kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Implantatformen zu erkennen ist. Dabei wurden Messwerte wie das maximale Eindrehmoment, Implantatstabilitätsquotient (ISQ), Knochenimplantatkontakt (BIC) und der periimplantäre Knochenverlust verglichen (115).

Zum selben Schluss kamen auch Waechter et al. (2017) in einer prospektiven, randomisierten und im split-mouth-design durchgeführten Studie. Es gab ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen konischen oder zylindrischen Implantaten, das maximale Eindrehmoment und des Implantatstabilitätsquotients (ISQ) betreffend (116).

Um eine höhere Primärstabilität zu erreichen, kann man physikalisch gesehen, bei gleichbleibendem Implantatdesign einfach den Implantatdurchmesser erhöhen. Wenn man das Gewinde und den Taper, also die Konizität, des Implantats vernachlässigt, kann man die idealisierte Oberfläche eines  $\varnothing = 4\text{mm}$  „Standardimplantats“ mit einem  $\varnothing = 5\text{mm}$  Implantat vergleichen. Berechnen kann man die Oberfläche eines Implantatzylinders, die Knochenkontakt hat, aus einer Grundfläche addiert zur Mantelfläche nach:  $\pi * r^2 + 2\pi * r * h$  ( $r = \text{Radius}$ ;  $h = \text{Höhe}$ ). Danach hat ein Implantatzylinder mit einem 5 mm Durchmesser bei einer Länge von 10 mm eine ~27,8 % größere Oberfläche, die in Kontakt zum Knochen steht, als ein Implantat derselben Länge bei 4 mm Durchmesser. Natürlich ist dieser Zusammenhang stark vereinfacht dargestellt, kann jedoch einen potentiellen Effekt haben, auch wenn dieser nicht mathematisch pauschalisiert werden kann.

Makary et al. (2019) untersuchten in einer Studie die Primärstabilität verschiedener Implantatdurchmesser in D1, D2, D3 und D4 Knochen bei gleichbleibendem chirurgischem Prozedere. Dabei blieb es dem Chirurgen überlassen, zwischen Implantatdurchmesser von 4 – 5,5 mm zu wählen. Die Wahl fiel auf dickere Implantate im weichen Knochen und dünnere im harten Knochen.

Dabei zeigte sich, dass es zwar eine geringere Primärstabilität im weicheren als im harten Knochen gab, jedoch in den meisten Fällen, unabhängig von der Knochenqualität, eine optimale Primärstabilität erzielt werden konnte (66).

Für den direkten, deskriptiven Vergleich zwischen zwei Implantatdurchmesser bei sonstigen gleichbleibenden Bedingungen wie Design, Behandler, Knochenqualität, und Bohrprotokoll wurden in der vorliegenden Arbeit sowohl ein 4 mm x 10 mm Ceramic.Implant als auch ein 5 mm x 10 mm Ceramic.Implant verwendet. Dabei zeigte sich, dass sich bei beiden Implantaten die Primärstabilität im D4-Knochen von B4 auf B3 verbesserte. Das Ceramic.Implant 5 mm x 10 mm lag bei einem maximalen Eindrehmoment von 25,35 Ncm (SD  $\pm$  6,32) und das Ceramic.Implant 4 mm x 10 mm bei 33,55 Ncm (SD  $\pm$  8,46), jeweils im D4-Knochen mit B3. Damit ist mit dem Ergebnis, entsprechend den theoretischen und physikalischen Vorüberlegungen, genau das Gegenteil eingetreten. Das vom Durchmesser kleinere Implantat hat ein höheres maximales Eindrehmoment als das identische, aber größere Implantat. Damit ist aber nicht falsifiziert, dass ein größerer Implantatdurchmesser eine höhere Primärstabilität liefert. Viel mehr zeigt das Ergebnis, dass inkonsistente Implantatbettauflbereitung, Heterogenität der Knochenqualität oder fehlerbehaftete Messung das Ergebnis nachhaltig verändern können. Auch wenn der Vergleich zwischen den zwei Implantaten hinkt, so ist doch bei beiden die Verbesserung der Primärstabilität im D4-Knochen von B4 auf B3 gegeben und signifikant ( $p = 0,009$ ;  $p = 0,028$ ). Damit ist die  $H_1$ -Hypothese für dieses Implantatsystem zweifach verifiziert.

Da in dieser Arbeit ausschließlich Implantate der Länge 10 mm für die Versuchsreihen genutzt wurden, kann kein Rückschluss auf eine veränderte Primärstabilität aufgrund einer veränderten Implantatlänge gezogen werden. In vitro Studien kamen zu gegenteiligem Schluss. Eine Studie zeigte, dass auch die Implantatlänge eine wichtige Rolle in der Verbesserung von Primärstabilität spielen kann (117). Eine andere Studie verglich Kurzimplantate von 5 mm mit Standardimplantaten von 10 mm Länge. Dabei zeigte sich, dass beide Implantatlängen die gleiche Primärstabilitäten und Eindrehmomente zeigen (118).

In klinischen Studien scheint es sich zu bestätigen, dass sich die Implantatlänge nicht unbedingt signifikant auf die Primärstabilität auswirkt (119). Wichtiger scheinen die Faktoren Knochenqualität und Implantatdurchmesser zu sein.

Im Hinblick auf die Osseointegration scheinen sowohl Implantatlänge, Implantatdurchmesser als auch die Knochenqualität keinen substanziellen Effekt auf die Sekundärstabilität zu haben (119). Das bestätigt auch eine klinische Studie von 2017, in der kurze und lange Implantate in einen Sinuslift inseriert wurden. Es zeigte sich, dass ähnliche Resultate beider Implantatlängen bezüglich des Implantatstabilitätsquotienten direkt nach der Insertion und nach einem Jahr zu erwarten sind (120).

### 7.3 Limitationen des Versuchsaufbaus

Um die klinischen Verhältnisse so realitätsnah wie möglich im ex vivo Versuch nachzubilden, wurden möglichst frische Knochen durch eine Metzgerei geliefert. Bei der Auswahl der Knochen wurde darauf geachtet, dass möglichst homogene Knochenblöcke verwendet wurden. Rein visuell konnte zwischen den Knochenblöcken einer Knochenqualität kein Unterschied in den Insertionsregionen ausgemacht werden. Alle Blöcke wurden jeweils an vier Seiten rechtwinklig angeschnitten, damit zunächst eine optische Qualitätskontrolle erfolgen konnte. Weiterhin wurde die Insertion unter klinischen Bedingungen mit dem entsprechenden Einbringinstrumentarium durchgeführt. Dazu wurde ein handelsübliches Chirurgie-Gerät mit NaCl-Kühlung und den jeweiligen Bohrersets der Implantathersteller verwendet (siehe Abbildung 8 - 12). Eine mögliche Fehlerquelle könnte hierbei sein, dass die Bohrer zwar auf mehrfachen Gebrauch ausgelegt sind, dieser jedoch auf 10-20 Zyklen beschränkt ist (7). Eine induzierte Materialermüdung durch den Autoklaviervorgang kann vernachlässigt werden, da zwischen den Bohrungen keine Sterilisation der Instrumente durchgeführt wurde. Um ein reproduzierbares Ergebnis zu erzeugen, wurde für jede Insertion ein neues Implantat verwendet (siehe Abbildung 16). Damit reduziert sich der mögliche Fehler einer geringeren Primärstabilität aufgrund vermiedener Frakturen am Implantatgewinde, Verlust der Oberflächenrauigkeit oder einer Implantatfraktur aufgrund wiederholter Explantation und Insertion (5). Innerhalb der kompletten Versuchsreihen kam es zu keiner Implantatfraktur trotz zeitweiser Überschreitung des maximal zulässigen Eindrehmoments.

Die in den Boxplots (Abbildung 17-21) ersichtlichen Ausreißer können auf eine mögliche Heterogenität des verwendeten Knochenblocks zurückzuführen sein. Unregelmäßigkeiten des Knochens können sich durch markartige, bindegewebige oder knorpelartige Regionen äußern. Weiche, knochenmarkartige Areale waren hauptsächlich im mittleren Bereich des D4-Knochens zu finden. Verwachsungen, die bindegewebig bzw. knorpelartig waren, konnten ubiquitär ohne Regelmäßigkeit gefunden werden. In Abbildung 14 und Abbildung 16 ist sehr gut der farbliche Verlauf innerhalb des Knochenblocks zusammen mit einer knorpeligen Linie von oben rechts nach zentral zu sehen.

Sowohl der farbliche Verlauf als auch die knorpelige Struktur können potentiell die Knochendichte verändern und zu einem veränderten Messergebnis führen.

Die verwendeten Knochenblöcke sind aufgrund ihrer anatomischen Herkunft nicht perfekt als Quader zuschneidbar. Deshalb kann es sein, dass eine gegenüberliegende Kortikalis das Implantat apikal fester verankert, als es ein durchgehend spongioser Kieferknochen zulassen würde. Darüber hinaus ist das Trabekelnetz der Knochen unter Umständen nicht perfekt homogen. Genauso kann eine unterschiedlich dicke Kompakta die Messergebnisse beeinflussen. Nienkemper et al. (2013) haben gezeigt, dass die Kompaktadicke Einfluss auf die Stabilität von Implantaten hat (121). Deshalb ist es für den Versuchsaufbau wünschenswert eine gleichmäßige Kompaktadicke im Knochenblock zu haben, um die Standardabweichungen der Messergebnisse so gering wie möglich zu halten. Eine vorherige oder nachträgliche Anfertigung eines 3D-Röntgenbildes der Proben wurde nicht durchgeführt. Nach visueller Begutachtung wurde der Knochenblock einer Knochenqualität zugeordnet und eventuelle Unregelmäßigkeiten haptisch durch den Operateur erfasst.

Während des Präparationsvorgangs konnte der Operateur Heterogenitäten durch ein besonders leichtes oder schweres Bohren taktil erfassen. Falls eine solche taktil erfassbare Abweichung der Knochendichte bemerkbar war, wurde die betreffende Region unversorgt belassen und ein Ersatzimplantatbett präpariert.

Auch wenn ex vivo Knochen unter Umständen Nachteile hinsichtlich gleichbleibender Knochenqualität hat, so kann ein simulierter Knochen, wie ein Polyurethanblock, die unterschiedlichen Festigkeiten und die Trabekelstruktur eines „echten“ Knochens nicht nachbilden.

Darüber hinaus ist humaner in vivo Kieferknochen ebenfalls kein homogenes vorhersagbares Konstrukt, wodurch immer ein gewisser chirurgischer Spielraum besteht.

Weiterhin zeigt sich, dass chirurgisch erfahrene Operateure signifikant geringere Abweichungen zwischen ihren präparierten Implantatbetten erzeugen, wie chirurgisch unerfahrene Operateure (113). Mithilfe einer Bohrschablone können die Differenzen zwischen erfahrenem Operateur und unerfahrenem Operateur ausgeglichen werden (113). Deshalb ist es für höchste Präzision immer vorteilhaft eine Bohrschablone zu nutzen. In dieser Arbeit wurde keine Bohrschablone zur Präparation benutzt. Um die Abweichungen zwischen den Bohrlöchern möglichst gering zu halten, führte die Präparation der verschiedenen Bohrungen jeweils die gleiche Person aus.

Eine andere potentielle Fehlerquelle stellt das verwendete Messgerät dar, welches das Eindrehmoment der Implantate misst. Das Messgerät zeigte für hohe Werte äußerst zuverlässig und nachvollziehbar die entsprechenden Messergebnisse an. Probleme hatte das Gerät bei der Messung im weichen D4-Knochen. Bei sehr kleinen Werten musste das Gerät sehr streng parallel zur Implantatachse gehalten werden. Außerdem durfte man keinen okklusalen Druck auf das Implantat beim Eindrehen ausüben. Nur mit einer einwandfrei ausgeführten senkrechten Rotationsbewegung konnten reproduzierbare Ergebnisse ausgegeben werden.

## 7.4 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lassen sich folgende Aussagen durch die vorliegenden Ergebnisse generieren:

- Eine Verbesserung der Primärstabilität durch reduzierten Gewindeschnitt im D4-Knochen kann erzielt werden, wenn die Form des Implantats und das maximal empfohlene Drehmoment es zulässt.
  - Für das Pure Ceramic Implant kann keine Reduktion des Gewindeschnitts empfohlen werden
  - Für das Ceramic.Implant, Zeramex® XT und Ceralog Monobloc M10 kann eine Reduktion des Gewindeschnitts die Primärstabilität verbessern.
- Im D2/D3 Knochen sollte bei allen Implantaten ein voller Gewindeschnitt appliziert werden, da die resultierenden Eindrehmomente sonst höher sind als die maximal empfohlenen.
- Ein vergrößerter Implantatdurchmesser muss nicht zwangsläufig Auswirkungen auf die Primärstabilität haben. In dieser Studie zeigt ein Implantat mit vergrößertem Durchmesser dasselbe primärstabile Verhalten wie ein Implantat mit reduziertem Durchmesser.
- Es bestehen grundlegende Unterschiede zwischen dem Design der Implantate und den Herstellerangaben was das maximale Eindrehmoment angeht. Es sollten die Herstellerangaben zum Schutz des Implantats eingehalten werden.

Alle Ergebnisse sind implantatspezifischer Natur und dürfen nicht pauschalisiert und auf andere Implantatsysteme übertragen werden. Die Ergebnisse stellen lediglich eine Orientierung dar und können behandler-spezifisch klinischen Schwankungen unterliegen.

## 8. Zusammenfassung

Ziel der Arbeit war es unter kontrollierten, kliniknahen Bedingungen die Primärstabilität anhand des Eindrehmoments von Zirkondioxidimplantaten bei variierenden Bohrprotokollen zu untersuchen. Durch das meist nichtschneidende Gewindedesign von Keramikimplantaten wird von den Herstellern oft ein Gewindeschnitt empfohlen. Dieser Gewindeschnitt als fakultativ letzten Schritt im Bohrprotokoll der untersuchten Implantatsysteme ist im härteren Knochen oft notwendig, um ein Implantat unterhalb des maximal empfohlenen Eindrehmoments zu inserieren. Darüber hinaus kann durch einen vollständigen Gewindeschnitt im weichen Knochen jedoch die Primärstabilität geringer als vorgesehen ausfallen. Um festzustellen, wieviel Gewindeschnitt für eine optimale Primärstabilität benötigt wird, wurden vier unterschiedliche Bohrprotokolle entworfen. Jedes Bohrprotokoll orientierte sich an den Vorgaben des Herstellers und wurde nur mit den jeweils originalen, für das Implantatsystem spezifischen Bohrern, durchgeführt. Die verschiedenen Bohrprotokolle unterschieden sich darüber hinaus nur im Gewindeschnitt. Von Protokoll 1 bis 4 wurde entweder kein Gewindeschnitt, ein Drittel Gewindeschnitt, zwei Drittel Gewindeschnitt oder der volle Gewindeschnitt präpariert. Das maximal applizierte Drehmoment wurde mittels eines Kraft- und Drehmomentanzeigergeräts gemessen. Die Versuchsreihen fanden im frischen porcinen Hüft- und Schienbeinknochen statt, der harten D2/D3-Knochen sowie weichen D4-Knochen simulierte.

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass sich die Implantate unterschiedlich hinsichtlich der Primärstabilität verhalten. Bei drei von vier Implantatsystemen konnte eine Verbesserung der Primärstabilität im D4-Knochen bei einer Reduktion des Gewindeschnitts beobachtet werden. Ein Implantatsystem hatte auch mit vollem Gewindeschnitt den vom Hersteller empfohlenen Eindrehmoment erreicht.

Alle Implantate konnten nur mit vollem Gewindeschnitt innerhalb der Herstellerrichtlinien in den D2/D3-Knochen gedreht werden.

Die Implantate differierten dabei nicht nur bezüglich ihrer Makro- und Mikrogeometrie, sondern auch im maximal vorgegebenen Eindrehmoment.



Als Essenz dieser Arbeit kann deshalb geschlussfolgert werden, dass sich mit einem reduzierten Gewindeschnitt die Primärstabilität, gemessen am Eindrehmoment erhöht. Abhängig von der Implantatgeometrie ist es nicht zwangsläufig notwendig im weichen Knochen den Gewindeschnitt zu reduzieren. Eine Reduktion des Gewindeschnitts erhöht zwar das mittlere Eindrehmoment, jedoch können Implantate aufgrund ihrer Geometrie auch ohne Reduktion des Gewindeschnitts ein ideales Eindrehmoment im D4-Knochen erreichen. Deshalb ist es für den Operateur wichtig, wie sich ein Implantatsystem hinsichtlich der Primärstabilität verhält, um individuell die optimale Reduktion des Gewindeschnitts in den klinischen Alltag implementieren zu können.

Um keramische Implantate verstärkt in den klinischen Alltag einzubinden, müssen zukünftig vor allem mehr klinisch prospektive Studien durchgeführt werden. Der Werkstoff Zirkondioxid zeigt jedoch sehr großes Potential für die zukünftige Integration in den klinisch implantologischen Alltag.

## 9. Literaturverzeichnis

1. Schulte W. The intra-osseous Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Frialit) Tuebingen implant. Developmental status after eight years (I). Quintessence Int. 1984;15(1):9.
2. CAMLOG Biotechnologies AG, (2018) CERALOG Arbeitsanleitung [Internet]. [zitiert am 17.07.2019]. 02/2018. URL: <https://www.camlog.de/flipbooks/de/ceralog-arbeitsanleitung/>
3. Morton D, Gallucci G, Lin W-S, Pjetursson B, Polido W, Roehling S, Sailer I, Aghaloo T, Albers H, Bohner L, Braut V, Buser D, Chen S, Dawson A, Eckert S, Gahlert M, Hamilton A, Jaffin R, Jarry C, Karayazgan B, Laine J, Martin W, Rahman L, Schlegel A, Shiota M, Stilwell C, Vorster C, Zembic A, Zhou W. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. Clinical Oral Implants Research. 2018;29:215-23.
4. Gahlert M, Burtscher D, Grunert I, Kniha H, Steinhauser E. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. Clinical Oral Implants Research. 2012;23(3):287-93.
5. Karl M, Scherg S, Grobecker-Karl T. Fracture of Reduced-Diameter Zirconia Dental Implants Following Repeated Insertion. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(5):971-5.
6. Grassi FR, Capogreco M, Consonni D, Bilardi G, Buti J, Kalemaj Z. Immediate occlusal loading of one-piece zirconia implants: five-year radiographic and clinical evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(3):671-80.
7. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, (2016) surgical.guide [Internet]. [zitiert am 17.07.2019]. 08/16. URL: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/vitaclinical-ceramicimplant-72383.html>
8. Institut Straumann AG, (2018) Straumann® PURE Ceramic Implantatsystem Basisinformationen [zitiert am 17.07.2019]. URL: [https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/de-ch/documents/brochure/technical-information/ch\\_490.074\\_de\\_straumann\\_pure\\_ceramic.pdf](https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/de-ch/documents/brochure/technical-information/ch_490.074_de_straumann_pure_ceramic.pdf)
9. Dentalpoint AG, (2019) Zeramex® XT Anwenderanleitung: [zitiert am 04.08.2019]. URL: [https://www.zeramex.com/docs/de/medien\\_downloads/anwenderanleitungen/anwenderanleitung\\_zeramex\\_xt\\_de.pdf](https://www.zeramex.com/docs/de/medien_downloads/anwenderanleitungen/anwenderanleitung_zeramex_xt_de.pdf)

10. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014;8:50-5.
11. Linkow LI, Dorfman JD. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J.* 1991;57(6):31-5.
12. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
13. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.
14. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology 2000.* 2017;73(1):22-40.
15. Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am.* 1989;33(4):733-91.
16. Scharf DR, Tarnow DP. Success rates of osseointegration for implants placed under sterile versus clean conditions. *J Periodontol.* 1993;64(10):954-6.
17. Zahnimplantate sind für Patienten zunehmend erste Wahl: 1,3 Millionen werden in Deutschland pro Jahr gesetzt [press release]. Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich e.V., 30.11.2018.
18. Berge TI, Grønningsaeter AG. Survival of single crystal sapphire implants supporting mandibular overdentures. *Clinical Oral Implants Research.* 2000;11(2):154-62.
19. Steflik DE, Koth DL, Robinson FG, McKinney RV, Davis BC, Morris CF, Davis QB. Prospective investigation of the single-crystal sapphire endosteal dental implant in humans: ten-year results. *J Oral Implantol.* 1995;21(1):8-18.
20. Koth DL, McKinney RV, Steflik DE, Davis QB. Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant: Five-year results. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1988;60(2):226-34.
21. Steflik DE, Lake FT, Sisk AL, Parr GR, Hanes PJ, Davis HC, Adams BO, Yavari J. A comparative investigation in dogs: 2-year morphometric results of the dental implant--bone interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):15-25.
22. Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S. A Review on Biomaterials in Dental Implantology. *Int J Biomed Sci.* 2015;11(3):113-20.

23. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010.
24. Fischer J, Fischer C, Benic G. Zirkonoxidimplantate – wieso, weshalb, warum. »ZMK«, *Zahnheilkunde · Management · Kultur*. 2016:766-72.
25. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*. 2016;45(48):19194-215.
26. Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview☆. *Dental Materials*. 2008;24(3):289-98.
27. Salmang H, Scholze H. *Keramik*. 7. Auflage ed: Telle R; 2007. 2-5 p.
28. Snétivy D, Kraft M. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*. 1. Auflage ed: Rosentritt, M; Ilie N; Lohbauer U; 2018. 368-82 p.
29. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258(5537):703-4.
30. Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Gremillard L. A new testing protocol for zirconia dental implants. 2015;31(1):15-25.
31. Becher PF, Swain MV. Grain-Size-Dependent Transformation Behavior in Polycrystalline Tetragonal Zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*. 1992;75(3):493-502.
32. Weigl P, Schlegel K, Lutz R. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 6. Auflage ed: Kappert, HF; Eichner, K; 2008. 360-70 p.
33. Chevalier J. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. 2004;25(24):5539-45.
34. bredent medical GmbH & Co. KG, (2019) whiteSKY Manual [Internet]. [zitiert am 17.07.19]. URL: <http://www.bredent-medical.com/de/medical/product-information-v2/20007/>
35. Swain MV, Rose LRF. Strength Limitations of Transformation-Toughened Zirconia Alloys. *Journal of the American Ceramic Society*. 1986;69(7):511-8.
36. Rohr N, Martin S, Fischer J. Correlations between fracture load of zirconia implant supported single crowns and mechanical properties of restorative material and cement. *Dental Materials Journal*. 2018;37(2):222-8.
37. Salem JA, Lerch B, Thesken JC, Sutter J, Russell R. Strength, Fatigue, and Fracture Toughness of Ti-6Al-4V Liner From a Composite OverWrapped Pressure Vessel. National Aeronautics and Space Administration John H. Glenn Research Center at Lewis Field Cleveland, Ohio 44135-3191 01.03.2008

38. Strietzel R. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. 1. Auflage ed: Rosentritt, M; Ilie N; Lohbauer U; 2018. 322-3 p.
39. Dapieve KS, Guilardi LSF, Silvestri T, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Mechanical performance of Y-TZP monolithic ceramic after grinding and aging: Survival estimates and fatigue strength. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;87:288-95.
40. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. 2011;22(8):808-14.
41. Silva NRFA, Coelho PG, Fernandes CAO, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. 2009;88B(2):419-26.
42. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000.* 2017;73(1):241-58.
43. Kohal RJ, Bächle M, Att W, Char S, Altmann B, Renz A, Butz F. Osteoblast and bone tissue response to surface modified zirconia and titanium implant materials. 2013;29(7):763-76.
44. Dion I, Bordenave L, Lefebvre F, Bareille R, Baquey C, Monties JR, Havlik P. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. 1994;5(1):18-24.
45. Bukat A, Fassina P, Greco F, Piantelli S, Piconi C, Zaghini N. GSP-made Ca-PSZ for Biomedical Applications 1990.
46. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials.* 1999;20(4):371-6.
47. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2012;107(3):170-7.
48. Cionca N, Müller N, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: A prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research.* 2015;26(4):413-8.
49. Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review. 2016.
50. Kammermeier A, Rosentritt M, Behr M, Schneider-Feyrer S, Preis V. In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. 2016;53:94-101.

51. Jank S, Hochgatterer G. Success Rate of Two-Piece Zirconia Implants. *Implant Dentistry*. 2016;25(2):193-8.
52. Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal R-J. Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. 2016;53:1-10.
53. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants - a randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2015;26(4):371-6.
54. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2011;13(3):215-23.
55. Wilson TG, Miller RJ, Trushkowsky R, Dard M. Tapered Implants in Dentistry. *Advances in Dental Research*. 2016;28(1):4-9.
56. Schiegnitz E, Al-Nawas B, Tegner A, Sagheb K, Berres M, Kämmerer PW, Wagner W. Clinical and Radiological Long-Term Outcome of a Tapered Implant System with Special Emphasis on the Influence of Augmentation Procedures. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016;18(4):810-20.
57. Fuh LJ, Hsu JT, Huang HL, Chen MY, Shen YW. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(2):e64-71.
58. Falco A, Berardini M, Trisi P. Correlation Between Implant Geometry, Implant Surface, Insertion Torque, and Primary Stability: In Vitro Biomechanical Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(4):824-30.
59. Straumann® SNOW BL Ceramic Implant System Basic Information. Institut Straumann AG; 2019.
60. Lima de Andrade C, Carvalho MA, Bordin D, da Silva WJ, Del Bel Cury AA, Sotto-Maior BS. Biomechanical Behavior of the Dental Implant Macrodesign. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(2):264-70.
61. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(5):467-71.
62. Charatchaiwanna A, Rojsiraphisa T, Aunmeungtong W, Reichart PA, Khongkhunthian P. Mathematical equations for dental implant stability patterns

- during the osseointegration period, based on previous resonance frequency analysis studies. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019.
63. Sachdeva A, Dhawan P, Sindwani S. Assessment of Implant Stability: Methods and Recent Advances. *British Journal of Medicine and Medical Research*. 2016;12:1-10.
64. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14(3):251-62.
65. Campos FE, Gomes JB, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Witek L, Zanetta-Barbosa D, Coelho PG. Effect of Drilling Dimension on Implant Placement Torque and Early Osseointegration Stages: An Experimental Study in Dogs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012;70(1):e43-e50.
66. Makary C, Menhall A, Zammarie C, Lombardi T, Lee SY, Stacchi C, Park KB. Primary Stability Optimization by Using Fixtures with Different Thread Depth According To Bone Density: A Clinical Prospective Study on Early Loaded Implants. *Materials (Basel)*. 2019;12(15).
67. Misch C. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today*. 1988;7(5):39-40.
68. Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2013;3(2):92-7.
69. Thoma DS, Benic GI, Muñoz F, Kohal R, Sanz Martin I, Cantalapiedra AG, Hämmerle CHF, Jung RE. Histological analysis of loaded zirconia and titanium dental implants: an experimental study in the dog mandible. 2015;42(10):967-75.
70. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric study of screw-shaped and removal torque titanium implants with three different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research*. 1995;6(1):24-30.
71. Beger B, Goetz H, Morlock M, Schiegnitz E, Al-Nawas B. In vitro surface characteristics and impurity analysis of five different commercially available dental zirconia implants. *International Journal of Implant Dentistry*. 2018;4(1).
72. Fischer J, Schott A, Martin S. Surface micro-structuring of zirconia dental implants. 2016;27(2):162-6.
73. Saulacic N, Erdösi R, Bosshardt DD, Gruber R, Buser D. Acid and Alkaline Etching of Sandblasted Zirconia Implants: A Histomorphometric Study in

- Miniature Pigs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(3):313-22.
74. Flamant Q, Caravaca C, Meille S, Gremillard L, Chevalier J, Biotteau-Deheuvets K, Kuntz M, Chandrawati R, Herrmann IK, Spicer CD, Stevens MM, Anglada M. Selective etching of injection molded zirconia-toughened alumina: Towards osseointegrated and antibacterial ceramic implants. *Acta Biomaterialia*. 2016;46:308-22.
75. Rompen E, Domken O, Degidi M, Farias Pontes AE, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clinical Oral Implants Research*. 2006;17(S2):55-67.
76. Cochran D, Simpson J, Weber HP, Buser D. Attachment and Growth of Periodontal Cells on Smooth and Rough Titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(3):289-97.
77. Yamano S, Ma AK, Shanti RM, Kim SW, Wada K, Sukotjo C. The influence of different implant materials on human gingival fibroblast morphology, proliferation, and gene expression. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1247-55.
78. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(2):73-9.
79. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, Cochran D, Derks J, Figuero E, Hämmerle CHF, Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G, Iacono V, Koo K-T, Lambert F, McCauley L, Quirynen M, Renvert S, Salvi GE, Schwarz F, Tarnow D, Tomasi C, Wang H-L, Zitzmann N. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of Periodontology*. 2018;89:S313-S8.
80. Casado PL, Otazu IB, Balduino A, De Mello W, Barboza EP, Duarte MEL. Identification of Periodontal Pathogens in Healthy Periimplant Sites. *Implant Dentistry*. 2011;20(3):226-35.
81. Adler L, Buhlin K, Jansson L. Survival and complications: A 9- to 15-year retrospective follow-up of dental implant therapy. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2019.



82. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, Kniha H, Gahlert M. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *Journal of Periodontology*. 2017;88(3):298-307.
83. Lorenz J, Giuliani N, Hölscher W, Schwiertz A, Schwarz F, Sader R. Prospective controlled clinical study investigating long-term clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019;21(2):263-71.
84. Pieralli S, Kohal RJ, Jung RE, Vach K, Spies BC. Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *Journal of Dental Research*. 2017;96(1):38-46.
85. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clinical Oral Investigations*. 2016;20(7):1403-17.
86. Jung RE, Grohmann P, Sailer I, Steinhart Y-N, Fehér A, Hämmerle C, Strub JR, Kohal R. Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial. 2015:n/a-n/a.
87. Balmer M, Spies BC, Vach K, Kohal RJ, Hammerle CHF, Jung RE. Three-year analysis of zirconia implants used for single-tooth replacement and three-unit fixed dental prostheses: A prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(3):290-9.
88. Haro Adanez M, Nishihara H, Att W. A systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant-restoration complex. *J Prosthodont Res*. 2018;62(4):397-406.
89. Bankoğlu Güngör M, Aydın C, Yılmaz H, Gül EB. An Overview of Zirconia Dental Implants: Basic Properties and Clinical Application of Three Cases. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(4):485-94.
90. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2008;21(1):27-36.
91. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(2):311-20.
92. Gehrke S, Prados-Frutos J, Prados-Privado M, Calvo-Guirado J, Aramburú Júnior J, Pérez-Díaz L, Mazón P, Aragonese J, De Aza P. Biomechanical and

- Histological Analysis of Titanium (Machined and Treated Surface) Versus Zirconia Implant Materials: An In Vivo Animal Study. *Materials*. 2019;12(6):856.
93. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory Infiltrate, Microvessel Density, Nitric Oxide Synthase Expression, Vascular Endothelial Growth Factor Expression, and Proliferative Activity in Peri-Implant Soft Tissues Around Titanium and Zirconium Oxide Healing Caps. *Journal of Periodontology*. 2006;77(1):73-80.
94. Olmedo DG, Tasat DR, Duffo G, Guglielmotti MB, Cabrini RL. The issue of corrosion in dental implants: a review. *Acta Odontol Latinoam*. 2009;22(1):3-9.
95. Siddiqi A, Payne AGT, De Silva RK, Duncan WJ. Titanium allergy: could it affect dental implant integration? 2011;22(7):673-80.
96. Borgonovo AE, Arnaboldi O, Censi R, Dolci M, Santoro G. Edentulous jaws rehabilitation with yttrium-stabilized zirconium dioxide implants: two years follow-up experience. *Minerva Stomatol*. 2010;59(7-8):381-92.
97. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies—A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30(5):365-95.
98. Vohra F, Al-Kheraif AA, Ab Ghani SM, Abu Hassan MI, Alnassar T, Javed F. Crestal bone loss and periimplant inflammatory parameters around zirconia implants: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(3):351-7.
99. Apratim A, Eachempati P, Krishnappa Saliyan KK, Singh V, Chhabra S, Shah S. Zirconia in dental implantology: A review. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2015;5(3):147-56.
100. Arrejaie AS, Al-Hamdan RS, Basunbul GI, Abduljabbar T, Al-Aali KA, Labban N. Clinical performance of one-piece zirconia dental implants: A systematic review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2019;10(2):e12384.
101. Bormann K-H, Gellrich N-C, Kniha H, Dard M, Wieland M, Gahlert M. Biomechanical evaluation of a microstructured zirconia implant by a removal torque comparison with a standard Ti-SLA implant. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(10):1210-6.
102. Buser D, Janner SFM, Wittneben J-G, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(6):839-51.

103. Kämmerer PW, Kumar VV, Brüllmann D, Götz H, Kann PH, Al-Nawas B, Klein MO. Evaluation of ultrasound transmission velocity and 3-dimensional radiology in different bone types for dental implantology: a comparative ex vivo study. 2013;116(2):e77-e84.
104. Kumar VV, Sagheb K, Klein MO, Al-Nawas B, Kann PH, Kämmerer PW. Relation between bone quality values from ultrasound transmission velocity and implant stability parameters - an ex vivo study. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(8):975-80.
105. Sagheb K, Kumar VV, Azaripour A, Walter C, Al-Nawas B, Kämmerer PW. Comparison of conventional twist drill protocol and piezosurgery for implant insertion: an ex vivo study on different bone types. *Clinical Oral Implants Research*. 2017;28(2):207-13.
106. Cobo-Vazquez C, Reiningger D, Molinero-Mourelle P, Gonzalez-Serrano J, Guisado-Moya B, Lopez-Quiles J. Effect of the lack of primary stability in the survival of dental implants. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(1):e14-e9.
107. Norton MR. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(4):849-57.
108. Zarrabi MJ, Radvar M, Shiehzadeh F, Mokhtari MR, Nejat A. Immediate Nonfunctional Loading of a Single Implant in the Posterior Maxillary Area: A Randomized Clinical Trial. *J Long Term Eff Med Implants*. 2018;28(2):145-53.
109. pipVerlag. Sofortbelastung und Sofortversorgung. *Praktische Implantologie und Implantatprothetik*. 2016(3):24-47.
110. Arosio P, Greco GB, Zaniol T, Iezzi G, Perrotti V, Di Stefano DA. Sinus augmentation and concomitant implant placement in low bone-density sites. A retrospective study on an undersized drilling protocol and primary stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2018;20(2):151-9.
111. Almutairi AS, Walid MA, Alkhodary MA. The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability. *F1000Research*. 2018;7:1898.
112. Oh HJ, Kim BI, Kim HY, Yeo IS, Wikesjo UM, Koo KT. Implant Drill Characteristics: Thermal and Mechanical Effects of Two-, Three-, and Four-Fluted Drills. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(3):483-8.
113. Marheineke N, Scherer U, Rücker M, Von See C, Rahlf B, Gellrich N-C, Stotzer M. Evaluation of accuracy in implant site preparation performed in

- single- or multi-step drilling procedures. *Clinical Oral Investigations*. 2018;22(5):2057-67.
114. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*. 2010;21(2):213-20.
115. Cochran D, Stavropoulos A, Obrecht M, Pippenger B, Dard M. A Comparison of Tapered and Nontapered Implants in the Minipig. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(6):1341-7.
116. Waechter J, Madruga MDM, Carmo Filho LCD, Leite FRM, Schinestsck AR, Faot F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2017;19(4):733-41.
117. Bataineh AB, Al-Dakes AM. The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(1):e1-e6.
118. de Oliveira GJ, Barros-Filho LA, Barros LA, Queiroz TP, Marcantonio E, Jr. In Vitro Evaluation of the Primary Stability of Short and Conventional Implants. *J Oral Implantol*. 2016;42(6):458-63.
119. Gomez-Polo M, Ortega R, Gomez-Polo C, Martin C, Celemin A, Del Rio J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(7):1344-53.
120. Bechara S, Kubilius R, Veronesi G, Pires JT, Shibli JA, Mangano FG. Short (6-mm) dental implants versus sinus floor elevation and placement of longer ( $\geq 10$ -mm) dental implants: a randomized controlled trial with a 3-year follow-up. *Clinical Oral Implants Research*. 2017;28(9):1097-107.
121. Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F, Drescher D. Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod*. 2013;83(2):230-8.

## 10. Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. Dr. , meinem Doktorvater, für die Betreuung dieser Arbeit, der freundlichen Hilfe und der Ideengebung, die mir einen kritischen Zugang zu der Thematik eröffnete. Ich danke auch Herrn Prof. Dr. für die hilfsbereite und wissenschaftliche Betreuung als Zweitgutachter.

Mein außerordentlicher Dank gilt Dr. Dr., dessen mehrfache Durchsicht dieser Abhandlung, seine kritische Betrachtung und differenzierten Anmerkungen eine große Hilfe waren.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglicht hat und der ich diese Arbeit widme.

## 11. Tabellarischer Lebenslauf