

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität zu Köln

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Direktorin: Univ.-Prof Dr. med. dent. Anja Liebermann

Bestimmung der Eigenstabilität von enoralen Zirkondioxid-Implantaten

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Annika Mareike Beck
aus Gießen

promoviert am 11. Dezember 2023

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln

2023

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. dent. W. Niedermeier
2. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. C. Linz

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Herr Prof. Dr. med. dent. W. Niedermeier

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die in dieser Arbeit angegebenen Experimente sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn Prof. Dr. med. dent. W. Niedermeier von mir selbst ausgeführt worden.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 28.07.2023

Unterschrift: 

Danksagung

An erster Stelle gilt mein besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Wilhelm Niedermeier, der mir in allen Belangen meiner Arbeit unterstützend zur Seite stand.

Herrn Markus Müller-Krott danke ich für seine Unterstützung bei der Durchführung der Thermozyklisierungs-Experimente.

Frau Dr. Désirée Weißweiler danke ich für die Einführung in die Handhabung der verwendeten Apparaturen.

Herrn Prof. Dr. P. Pfeiffer danke ich für die Beschaffung des Dental-Zements.

Widmung

Meine Dissertation widme ich meinen Eltern, die mich während meines Studiums immer mit Rat und Tat unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. ZUSAMMENFASSUNG	8
2. EINLEITUNG	10
2.1. Implantatmaterialien	11
2.1.1. Metallische Implantate	11
2.1.2. Al₂O₃ als Implantatmaterial	11
2.1.3. ZrO₂ als Implantatmaterial	12
2.1.4. Hemmung der Rissausbreitung in YSZ-Materialien	13
2.2. Nachteile metallischer Dentalwerkstoffe	14
2.3. Der Aufbau von Implantatsystemen	15
2.4. Klinische Studien zur Prognose von Implantaten	15
2.4.1. Titanimplantate	16
2.4.2. ZrO₂-Implantate	17
2.4.3. ZrO₂-Abutments	20
2.5. In vitro-Untersuchungen zur Eigenstabilität von Implantaten	22
2.5.1. Titanimplantate	22
2.5.2. ZrO₂-Implantate	24
2.5.3. ZrO₂-Aufbauten mit Titan-Interface	26
2.5.4. ZrO₂-Aufbauten ohne Titan-Interface	28
2.5.5. PEEK-Aufbauten	28
2.5.6. ZrO₂- und Titan-Bauteile im direkten Vergleich	29
2.6. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	31
3. MATERIAL UND METHODEN	33
3.1. Material	33
3.1.1. Untersuchte Implantat-Aufbau-Systeme	33
3.1.2. Herstellung der Implantatprüfkörper	34
3.2. Methoden	36
3.2.1. Rotationsschwinger-Methode	36
3.2.2. Kalibrierung der Messanordnung	39
3.2.3. Zyklische thermische Belastung	41
3.2.4. Experimentelle Ausführung der Belastungszyklen (Fatigue)	42
3.2.5. Bestimmung des Kippspiels zwischen Abutment und Implantat	42

3.2.6.	Leerwert des Kippspiels.....	44
3.2.7.	Bestimmung der Rotationsfreiheit zwischen Abutment und Implantat.....	44
3.2.8.	Bestimmung der Lockerung der Verbindungsschraube.....	45
3.2.9.	Aufbau und experimentelle Ausführung des „Crash-Tests“.....	45
3.2.10.	Prüfung auf Risse durch fluoreszierende Eindringprüfung.....	46
3.3.	Statistische Auswertung.....	46
4.	ERGEBNISSE.....	48
4.1.	Frakturierte Prüfkörper im Ablauf der Belastungstests.....	48
4.2.	Drehmomentverlust.....	52
4.3.	Drehspiel.....	56
4.4.	Kippspiel.....	59
4.4.1.	Exzentrizität des Kippspiels.....	66
5.	DISKUSSION.....	68
5.1.	Material und Methode.....	68
5.1.1.	Prüfkörper.....	68
5.1.2.	Rotationsschwinger-System.....	69
5.1.3.	Bestimmung der Auslenkmomente.....	69
5.2.	Frakturen.....	73
5.3.	Lösedrehmoment.....	74
5.4.	Drehspiel	77
5.5.	Kippspiel.....	78
5.6.	Vergleich der verschiedenen Prüfkörpertypen.....	79
5.7.	Vergleich von vollkeramischen ZrO ₂ - mit Titan-basierten Implantaten im Rotationsschwingertest.....	83
5.8.	Vergleich der Testmethoden Kausimulator (gemäß DIN 14801) und Rotationsschwinger (gemäß DIN 1311-2) an vollkeramischen Implantaten.....	86
5.9.	Vergleich von vollkeramischen ZrO ₂ - mit Titan-basierten Implantaten in klinischen Langzeitstudien.....	86
6.	LITERATURVERZEICHNIS.....	88
7.	ANHANG.....	98
7.1.	Abbildungsverzeichnis.....	98
7.2.	Tabellenverzeichnis.....	99
7.3.	Tabellenanhang.....	100
8.	VORABVERÖFFENTLICHUNG VON ERGEBNISSEN.....	148

Abkürzungsverzeichnis

CR	Crashtest-Belastungsbedingungen
CR10	Crashtest-Belastung über 10 Minuten
CR20	Crashtest-Belastung über 20 Minuten
F	Fatigue-Belastungsbedingungen
F20	Fatigue-Belastung über 20 Minuten
F40	Fatigue-Belastung über 40 Minuten
F60	Fatigue-Belastung über 60 Minuten
BOL	zweiteiliger Prüfkörper Bone Level
BOL-Ti	zweiteiliger Prüfkörper Bone Level mit Titan-Abutmentschraube
BOL-Ti ^{TC}	zweiteiliger Prüfkörper Bone Level mit Titan-Abutmentschraube und Thermocycling
BOL-Zr	zweiteiliger Prüfkörper Bone Level mit ZrO ₂ -Abutmentschraube
BOL-Zr ^{TC}	zweiteiliger Prüfkörper Bone Level mit ZrO ₂ -Abutmentschraube und Thermocycling
CEM	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level Cemented
MON	einteiliger Prüfkörper monotype
TIL-CM ^{TC}	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level Cemented und Thermocycling
TIL	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level
TIL-Ti	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level mit Titan-Abutmentschraube
TIL-Zr	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level mit ZrO ₂ -Abutmentschraube
TIL-Ti ^{TC}	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level mit Titan-Abutmentschraube und Thermocycling
TIL-Zr ^{TC}	zweiteiliger Prüfkörper Tissue Level mit ZrO ₂ -Abutmentschraube und Thermocycling
UpM	Umdrehungen pro Minute

1. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden in vitro-Studie war die Erprobung und Validierung eines in der Zahnheilkunde neu eingeführten Verfahrens zur Prüfung der mechanischen Stabilität von Implantat-Abutment-Systemen. Dieses Prüfverfahren, der Rotationsschwinger-Test, fand bisher erst ein Mal Anwendung in der Zahnheilkunde, und zwar bei der Stabilitätsprüfung von Titanimplantaten.

Untersucht wurden vier Typen von vollkeramischen Zirkoniumdioxid-Implantaten von 4 mm Durchmesser: der einteilige Typ (MON), ein nur durch Klebung verbundenes System (CEM), Bone Level-Implantate (BOL) und Tissue Level-Implantate (TIL). Die Verbindung zwischen Abutment und Implantat wurde mit Titan- und mit ZrO_2 -Schrauben hergestellt, die mit 15 Ncm angezogen wurden. Bei weiteren Prüfkörpern wurden die Schraubverbindungen zum Implantat mit Dentalzement (*Panavia*) geklebt und zusätzlich einem thermischen Altern (5000 Zyklen, 5 / 55 °C / 30 sec) unterworfen (symbolisiert mit TC). Diese Variationen im Zusammenbau generierten zehn verschiedene Prüfkörpertypen, von denen je sechs Exemplare getestet wurden. Der Fokus der Studie lag auf dem Vergleich der verschiedenen Konstruktionen und Befestigungen.

Alle 60 Prüfkörper wurden nach einem einheitlichen Protokoll getestet: drei Zyklen geringer Belastung (Median 15,5 Ncm) senkrecht zur Implantat-Achse von je 20 min Dauer (Fatigue-Tests), gefolgt von zwei Zyklen hoher Belastung (Median 52,0 Ncm) von je 10 min (Crash-Tests). Parameter zur Bewertung der mechanischen Stabilität waren die Anzahl der Frakturen, das Dreh- und Kippspiel und der Verlust an Anzugsdrehmoment der Abutmentschraube. Die statistische Auswertung erfolgte durch Friedman-Tests und Post Hoc-Paarvergleiche ($p \leq 0,05$).

Der Typ CEM^{TC} erwies sich als bruchanfällig, da es schon im Fatigue-Test zu zwei Brüchen kam, die übrigen Exemplare frakturierten alle im Verlauf der Crash-Tests. Alle anderen Prüfkörpertypen überlebten die Fatigue-Belastungstests. Von den 58 Prüfkörpern, die den Crash-Tests unterzogen wurden, frakturierten weitere fünfzehn, entsprechend einer Gesamt-Verlustrate von 28,3 %.

Die Lösedrehmomente der Abutmentschrauben der vier geschraubten/nicht geklebten Typen ergaben eine Rangfolge $TIL-Ti > BOL-Ti > TIL-Zr > BOL-Zr$ mit Anzugsmomentverlusten von 23,3 bis 73,3 %. ZrO_2 -Schrauben erwiesen sich in diesem Parameter als besonders instabil.

Beim Drehspiel wiesen die zwei Prüfkörpertypen $BOL-Zr$ und $BOL-Zr^{TC}$ eine erhöhte rotatorische Freiheit auf, wohingegen die übrigen Prüfkörpertypen mit Drehspielen von $\leq 1^\circ$ sehr stabil blieben.

Beim Kippspiel teilten sich die Prüfkörper im Fatigue-Test in zwei Gruppen mit einerseits sehr kleinem Kippspiel von weniger als $0,05^\circ$, das statistisch nicht signifikant von null verschieden war und andererseits in die Typen CEM^{TC} , $BOL-Ti$, $BOL-Zr$ und $TIL-Zr$ mit erhöhtem Kippspiel auf.

Die höchste mechanische Stabilität konnte in der Kombination von TIL-Implantatdesign und Titan als Schraubenmaterial gefunden werden. TIL-Ti zeigte neben dem einteiligen MON die höchste Festigkeit, dicht gefolgt von $TIL-Ti^{TC}$. Die geringste mechanische Belastbarkeit zeigten die Prüfkörpertypen der Kombination von BOL-Design und ZrO_2 -Schraube. $BOL-Zr$ und $BOL-Zr^{TC}$ erwiesen sich durch hohe Bruchanfälligkeit, hohes Drehspiel und hohem Drehmomentverlust als problematisch. Die übrigen Kombinationen der Implantataufbauten reihten sich dazwischen ein.

Die statistische Analyse der Dreh- und Kippspiele allein ließ keine eindeutige Empfehlung für Kleben oder Nichtkleben der Abutmentschraube zu. Die deutlich geringere Zahl an Frakturen sprach allerdings für das Kleben der Abutmentschrauben.

Der Vergleich zwischen den hier untersuchten vollkeramischen Implantaten und den Titan-basierten Implantaten einer früheren Untersuchung mit identischen Versuchsparametern ergab bei den ZrO₂-Implantaten geringeres Kipp- und Drehspiel sowie eine geringere Bruchanzahl. Titanimplantate wiesen jedoch durch das höhere Anzugsmoment eine im Vergleich höhere Festigkeit der Abutmentschraube mit höheren Lösedrehmomenten auf.

Mit dem Rotationsschwinger war es im Gegensatz zum Kausimulator möglich, mit nur einem einzigen Prüfgerät in überschaubarer Zeit die große Zahl von 60 Implantaten auf mehrere Parameter der mechanischen Stabilität hin zu untersuchen. Die Ergebnisse zeigten, dass vollkeramische Implantate hohe Stabilität haben. Voraussetzung ist allerdings, dass eine stabile Verbindung zwischen Implantat und Abutment hergestellt wird. Hierzu eignen sich besonders Titan-Schrauben, während ZrO₂-Schrauben bei hoher Belastung Instabilitäten zeigten.

2. Einleitung

Der Wunsch, fehlende oder verloren gegangene Zähne zu ersetzen, begleitet die Menschheit seit Jahrhunderten. Archäologische Funde aus der mittelamerikanischen Maya-Kultur zeigen Zahnimplantate aus Muschelkalk, die nachweislich zu Lebzeiten eingesetzt wurden [1]. In der Frühzeit der modernen Implantologie im 19. Jahrhundert wurde mit verschiedenen Materialien experimentiert, um Kunstzähne in die Alveole nach einer Zahnextraktion einzusetzen. Die Metalle Gold, Iridium, Eisen und Blei wurden erprobt, jedoch sind diese Metalle in ihrer Biokompatibilität und Osseointegration sehr beschränkt.

Das 20. Jahrhundert ist geprägt von einer stürmischen Entwicklung sowohl der Materialien als auch des Designs der Implantate. Ein deutlicher Fortschritt wurde mit den CCM-Legierungen (Chrom-Kobalt-Molybdänlegierungen), z.B. *Vitallium*, von Pfizer in den USA ab den 1930er Jahren auf den Markt gebracht, erzielt. Auch Tantal erwies sich durch seine gute Biokompatibilität als Implantat geeignetes Metall. Bei den Designs waren die Schraubenimplantate von STROCK, gefertigt aus Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierungen ab 1937, die Helikoidalschrauben von FORMIGGINI aus Tantal ab 1940, die Blätter- und Nadelimplantate, konzipiert von LINKOW und PRUIN ab den 1960er Jahren Meilensteine der Entwicklung [2]. BRÄNEMARK entdeckte in den 1950er Jahren, dass metallische Implantate, gefertigt aus Titan, keine Abstoßungsreaktionen hervorrufen und beim Einsetzen solcher Implantate in Knochen eine feste Verbindung zwischen Implantat und neuem knöchernen Gewebe entsteht. BRÄNEMARK selbst prägte hierfür den Begriff der Osseointegration [3]. Durch Bildung einer TiO_2 -Schicht und Adsorption von Hydroxyl- und Chloridionen wird die Metalloberfläche negativ geladen. Die Adhäsion positiv geladener Proteine bewegt und fixiert die Osteoblasten an die Oberfläche [4].

Durch die Überlegenheit von Titan gegenüber allen anderen metallischen Werkstoffen, hat sich dieses Metall als Referenzmaterial für dentale Implantate durchgesetzt, welches am besten geeignet ist, die biomechanischen Anforderungen an einen Zahnersatz zu erfüllen. Titan beherrscht heute den Markt mit geschätzten Anteilen von 97 % [5] bzw. 92,5 % [6] und gilt als „Goldstandard“ für die Materialauswahl.

Seit den 1960er Jahren gewinnt die Implantologie zunehmend an Bedeutung in der Zahnheilkunde [7]. Die konventionelle Behandlung einer Zahnlücke verlangt für die Konstruktion einer Brücke den Abtrag gesunder Zahnhartsubstanz, ein Implantat hingegen vermeidet die Beschädigung der Nachbarzähne [8]. Aktuelle Studien zeigen Erfolgsraten, welche die Implantologie als vielversprechende Alternative in die Therapiemöglichkeiten der Zahnmedizin eingliedern [9].

Eine weitere wichtige Anforderung an das Implantatmaterial ist die Biokompatibilität [10]. Es gibt zahlreiche Berichte über Titanallergien sowohl bei orthopädischen als auch bei dentalen Implantaten [11]. Ein ästhetisch ansprechendes Dentalimplantat sollte zudem dem natürlichen Zahn beim Farbton, bei Form, Größe, Oberflächenbeschaffenheit und Lichtdurchlässigkeit möglichst nahekommen, was mit dem metallischen Werkstoff Titan nicht in allen Fällen gesichert werden kann [12]. Das periimplantäre Weichgewebe ähnelt bei Verwendung von hellen Oxidkeramiken durch den Lichtdurchtritt eher einem natürlichen Zahn als bei Verwendung eines Metallimplantats [13]. Laut aktueller Studien zeigt der keramische Werkstoff Zirkoniumdioxid (ZrO_2) Überlebensraten, die mit dem metallischen Werkstoff Titan vergleichbar sind [14]. Vor allem bei Patienten mit manifester Titanallergie oder bei erhöhten ästhetischen Ansprüchen kann auf Zirkoniumdioxid zurückgegriffen werden [15, 16].

Für die störungsfreie Einheilung hat sich die Teilung von Implantaten in einen osseointegrierten Teil (Fixtur) und einen Aufbau (Abutment) als vorteilhaft erwiesen. Dabei werden nach Osseointegration Fixtur und Abutment mittels einer Schraube bzw. Verklebung und besonderen, die Retention verbessernden Formen wie Sechskant, Konus o.ä. verbunden. Diese Implantat-Abutment-Verbindung zweiteiliger Implantate stellt auch nach drei Jahrzehnten intensiver klinischer und materialogischer Forschung einen kritischen Aspekt bei der prothetischen Versorgung dar. Um zuverlässige Aussagen über die Belastbarkeit und Prognose von Zirkoniumdioxid-Implantaten treffen zu können, sollte in der vorliegenden Arbeit eine Prüfung der Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung mittels einer neuartigen Belastungsmethode nach DIN EN ISO 1311-2 erfolgen, da hiermit eine „life-time“-Belastungssequenz in sehr kurzer Zeit durchgeführt werden kann [17].

2.1. Implantatmaterialien

2.1.1. Metallische Implantate

Titan steht heute an der Spitze der in der oralen Implantologie eingesetzten zahnmedizinischen Materialien. Das Metall weist eine hohe Bruchfestigkeit (1,0-1,2 GPa), eine hohe mechanische Biegefestigkeit (730-880 MPa), eine geringe Dichte von $4,5 \text{ g/cm}^3$ sowie einen geringen Wärmeausdehnungskoeffizienten von $9,6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ auf. Der Elastizitätsmodul von 105 GPa entspricht sehr gut dem entsprechenden Modul von menschlichen Knochen (100 – 200 GPa) [18]. Das unedle Metall Titan wird durch eine dünne Oxidschicht passiviert und vor weiterer Korrosion geschützt [19]. Allerdings ist die Oxidschicht in biologischen Systemen säurelabil, weshalb es zum Austrag von Ti-Ionen in das Umgebungsgewebe kommen kann [20].

2.1.2. Al_2O_3 als Implantatmaterial

Aluminiumoxid Al_2O_3 wurde als erstes keramisches Implantatmaterial verwendet. Jedoch ergaben klinische und in vitro-Studien gegenüber dem gängigen Werkstoff Titan eine deutlich schlechtere mechanische Haltbarkeit [21]. Als Resultat fortgesetzter Forschung an keramischen Werkstoffen wurde Zirkoniumdioxid als ästhetische Ergebnisse befördernde Alternative vorgestellt.

YILDIRIM et al. untersuchten die Bruchstabilität von ZrO_2 - und Al_2O_3 -Abutments. Trotz der höheren Vickers-Härte von Al_2O_3 (2000 N/mm^2) gegenüber ZrO_2 (1200 N/mm^2) brachen Al_2O_3 -Prüfkörper bei geringerer Belastung, im Mittel bei der halben Last. Die bedeutend höhere Festigkeit von ZrO_2 wird auf den besonderen Mechanismus der gehemmten Rissausbreitung in polykristallinem, Yttrium-stabilisiertem ZrO_2 zurückgeführt, die durch den Kristall-Phasenübergang tetragonal nach monoklin bewirkt wird (siehe Abschnitt 2.1.3.) [22].

BUTZ et al. verglichen Abutments aus titanbasiertem ZrO_2 , aus reinem Al_2O_3 und aus reinem Titan durch einen Belastungstest im mechanischen Kausimulator mit 1,2 Millionen Belastungen pro Probe [23]. Bis auf einen Prüfkörper versagten alle Proben aus Al_2O_3 -Keramik, während alle Proben aus ZrO_2 und reinem Titan der Belastung standhielten. Zudem zeigte die eine überlebende Al_2O_3 -Probe eine deutlich geringere Bruchfestigkeit als die beiden Konkurrenten. Die titanverstärkten Zirkoniumoxid-Abutments erwiesen sich in der Bruchfestigkeit den reinen Metall-Abutments als gleichwertig.

2.1.3. ZrO₂ als Implantatmaterial

Zirkoniumdioxid, ZrO₂ ist ein natürlich vorkommendes, in reinem Zustand farbloses Mineral, das den Namen Baddeleyit trägt. Gewonnen wird ZrO₂ im technischen Maßstab und in reiner Form aus Zirkoniumsilikat, ZrSiO₄, aus welchem durch Carbochlorierung das Tetrachlorid ZrCl₄ gewonnen wird. Dieses wird durch Hydrolyse in das Oxid ZrO₂ überführt [24]. Bei normaler Temperatur kristallisiert ZrO₂ im monoklinen System und geht bei 1170 °C in die tetragonale Hochtemperaturform über. Durch Dotierung mit Fremdatomen von weniger als 9 mol% bleibt die tetragonale Form bei Raumtemperatur metastabil erhalten, die als teilstabilisiertes Zirkonia (PSZ, partly stabilized zirconia) bezeichnet wird. Die Dotierung muss mit Metallionen geringerer Wertigkeit als vier erfolgen, da hierdurch Fehlstellen im Teilgitter der Sauerstoff-Ionen entstehen. Das dreiwertige Yttrium ist hierfür besonders gut geeignet. Es wird im Bereich einiger mol% zugesetzt, um die tetragonale Form bei Körpertemperatur zu stabilisieren [25]. 4YSZ (yttria stabilized zirconia) bezeichnet beispielsweise ein mit 4 mol% Yttrium teilstabilisiertes, tetragonales ZrO₂. Da die monokline Form mit 5,7 g/cm³ weniger dicht ist als die tetragonale Form mit 6,1 g/cm³, erzeugt die partielle Rückumwandlung in die monokline Form durch die Volumenzunahme Spannungen im kristallinen Gefüge, was die Rissausbreitung abschwächt und das Gefüge mechanisch verstärkt [26].

YSZ ist chemisch überaus beständig und aufgrund seiner hohen Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit als Implantatmaterial geeignet. Seine Bioverträglichkeit ist sehr hoch und allergische Reaktionen auf ZrO₂ sind bisher nicht bekannt. Sinterkörper aus Y-TZP-Pulver (yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal) sind durch ihre weißlich-opake Farbe ein ideales Material für hochästhetischen Zahnersatz [5].

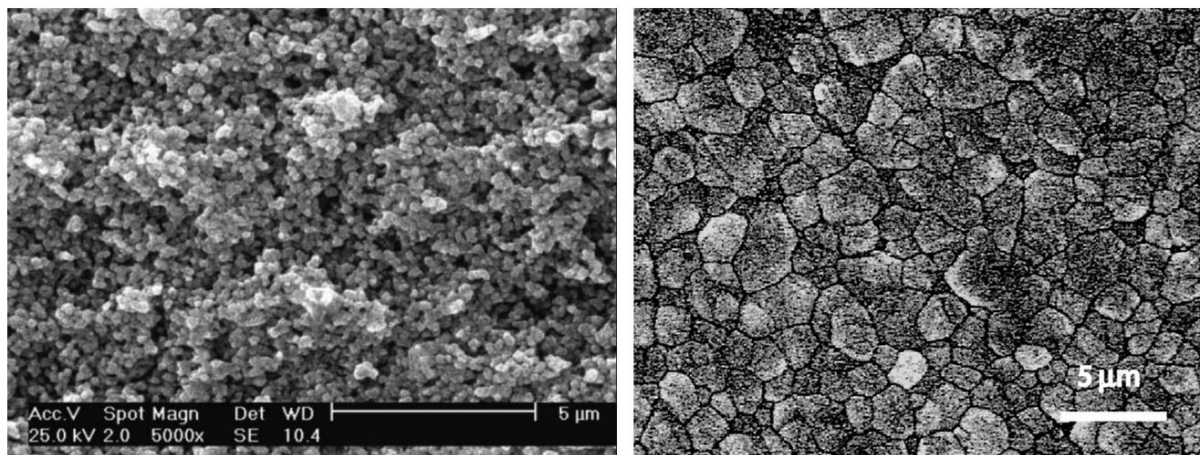


Abbildung 1 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von verdichtetem Pulver (Grünkörper) (links) und gesintertem 3Y-TZP (rechts). Das Gemenge des verdichteten Pulvers besteht aus ZrO₂ und 3 % Y₂O₃ mit einer uniformen Korngröße von 0,2 µm. Beim Sintern löst sich Y₂O₃ in der Hauptkomponente ZrO₂ unter Bildung von 3Y-TZP. Die Korngröße lässt man auf etwa 5 µm anwachsen (Abbildungen entnommen aus Ref. [27]).

Bei der Herstellung von ZrO₂-Formkörpern geht man zwei verschiedene Wege. Zum einen kann die spätere Form durch Spritzgussverfahren hergestellt werden oder durch die mechanische Bearbeitung eines ungesinterten Grünlings erfolgen, der dann im Folgeschritt durch den Sinterprozess in die endgültige Form und Qualität gebracht wird. Der andere Weg ist die Herstellung von Blöcken durch Sintern unter hohem Druck (Hot Isostatic Post Compaction). Aus diesen sehr harten Rohkörpern muss dann

unter hohem Aufwand die gewünschte Form herausgeschliffen werden. Beide Verfahren haben Vor- und Nachteile. Beim ersten Verfahren ist die Bearbeitung des Grünlings einfach. Der Sinterprozess lässt den Grünling aber in nicht vollständig berechenbarer Weise schrumpfen. Beim zweiten Verfahren ist die Bearbeitung des extrem harten, gesinterten Werkstoffs schwierig, das Schrumpfungsproblem aber nicht mehr vorhanden [28]. Die Qualität der ZrO_2 -Keramik wird im Wesentlichen durch den Sinterprozess bestimmt. Es muss ein homogenes polykristallines Gefüge mit Korngrößen um $5\ \mu m$ entstehen, damit die hohen Ansprüche an die gewünschten Eigenschaften erfüllt werden (Abb. 1).

2.1.4. Hemmung der Rissausbreitung in YSZ-Materialien

Treten in Metallen mikroskopische Risse auf, dann können diese "heilen". Der Vorgang entspricht einer Rekristallisation. Ist die Dislokation der Metallatome gering, so kann der Vorgang in Abhängigkeit von der Art des Metalls bzw. seines Schmelzpunkts bereits bei Raumtemperatur ablaufen. Geringe Dislokationen liegen an der Rissspitze vor, wo die beiden durch den Riss separierten Teile des Kristallgitters noch eng beieinanderstehen. Geringe Atombewegungen können dort ein intaktes Gitter wiederherstellen. Sind die Dislokationen größer, ist für den Vorgang erhöhte Temperatur nötig, ebenso bei Metallen mit hohem Schmelzpunkt (z. B. Chrom, Molybdän), die generell spröde sind. Dieser Mechanismus der Rissheilung ist auch bei keramischen Materialien möglich, allerdings braucht es dort viel höhere Temperaturen als bei den Metallen. Hochschmelzende Keramiken brauchen für eine Rissheilung leicht Temperaturen von $1500\ ^\circ C$ oder auch mehr. Ursache hierfür ist ein gänzlich anderer Typus der chemischen Bindung in Metalloxiden im Vergleich zu den Metallen. In Metallen werden die Atome durch weitgehend ungerichtete kovalente Kräfte zusammengehalten. Zudem sind die wechselseitigen Koordinationen der Atome zahlreich; jedes Metallatom hat 12 Nachbaratome. Metalloxide als Hauptbestandteil von keramischen Werkstoffen sind anders aufgebaut. Die zwischenatomaren Kräfte sind ionischer Art. Metalloxide bestehen aus positiv geladenen Metallionen und negativ geladenen Sauerstoffionen. Die hohen Ladungen, die dabei auftreten, z. B. Zr^{4+} und O^{2-} gemäß der Formel ZrO_2 , sorgt für sehr hohe Gitterkräfte. Es bedarf in der Folge sehr hoher Temperaturen, ein Ion von seinem angestammten Gitterplatz wegzubewegen. In Keramiken gibt es, außer bei sehr hohen Temperaturen, keine Selbstheilung von Rissen. Dies macht Keramiken prinzipiell bruchgefährdet.

Die Besonderheit von ZrO_2 ist die Polymorphie. Es gibt in Abhängigkeit von der Temperatur drei kristalline Modifikationen, die sich in der Atomanordnung unterscheiden und die gemäß der zugehörigen kristallographischen Beschreibung als kubische, tetragonale und monokline Phase bezeichnet werden. Durch den Zusatz von Y_2O_3 mit Y^{3+} -Ionen bildet sich ein Mischkristall mit einigen wenigen Prozent Y^{3+} auf den Zirkoniumplätzen des ZrO_2 . Damit der Ladungsausgleich im Kristall gesichert wird, wird entsprechend jeweils zwei eingeführten Y^{3+} -Ionen ein Oxid-Ion O^{2-} im Teilgitter der Anionen weggelassen, es bildet sich ein sauerstoffionendefizitäres Anionenteilgitter. Bemerkenswerterweise hat dieser Kristall die tetragonale Struktur, die bei reinem ZrO_2 erst oberhalb von $1170\ ^\circ C$ Grad stabil ist. Breitet sich jetzt in solchem 3Y-TZP-Material ein Riss aus, dann schiebt die Rissspitze ein Feld hoher Energie vor sich her, da an der Rissspitze die festen, ionischen Bindungen des Kristalls getrennt sind und Ionen mit gestörter Umgebung vorhanden sind. Die Energie reicht aus, um die bei Raumtemperatur nur metastabile tetragonale in die bei Raumtemperatur stabile, monokline Form umzuwandeln. Durch die um 4 % geringere Dichte der monoklinen Form nimmt das Volumen des Kristalls an der Rissspitze zu, und

zwar im Inneren des Kristalls, was lokal sehr hohe Drücke erzeugt. Das Weiterwachsen des Risses wird somit erschwert [29, 30].

2.2. Nachteile metallischer Dentalwerkstoffe

Unverträglichkeiten gegenüber dem metallischen Dentalwerkstoff Titan werden in der Literatur beschrieben. SICILIA et al. berichteten 2008 über das Auftreten von Titanallergien bei Patienten. 1500 Patienten wurden in die Studie einbezogen. Neun von diesen 1500 Patienten, entsprechend 0,6 %, zeigten positive Reaktionen auf Titan in entsprechenden Allergietests [15]. Wie COMINO-GARAYOA et al. in ihrem Übersichtsartikel aus dem Jahr 2020 feststellten, gibt es zahlreiche Berichte über Titanallergien sowohl bei orthopädischen als auch bei dentalen Implantaten [11]. Das Auftreten allergischer Reaktionen setzt die Mobilisierung von Titan in Form von Titan-Ionen voraus. Es treten auf der Oberfläche metallischer Implantate im Körper korrosive Vorgänge auf, welche die Metall-Ionen mobilisieren und diese an anderen Stellen oftmals akkumulierend ablagern.

Ein prinzipieller Nachteil von metallischen Dentalwerkstoffen ist Korrosion und das Auftreten von elektrischen Spannungen durch die unterschiedlichen Redoxpotentiale zwischen verschiedenen Metallen und Legierungen. Sind verschiedene Metalle in einem Patientenmund eingesetzt, so können die Potentialdifferenzen zur Ausbildung von elektrischen Feldern und Stromflüssen führen.

Die Potentialdifferenzen zwischen den zahnärztlich verwendeten unedlen Metallen Chrom, Titan, Kobalt und Molybdän betragen allein bis zu 0,5 V. Das Edelmetall Gold mit seinem besonders hohen elektrochemischen Potential ($E^0(\text{Au}^{3+}+3\text{e}^- \rightarrow \text{Au}) = +1,5 \text{ V}$) ist geeignet, bei gleichzeitiger Anwesenheit der unedlen Dentalmetalle, sehr hohe Potentialdifferenzen mit elektrischen Feldstärken zu generieren, die je nach Abstand der Werkstoffe im Mund bis zu 80 V/m betragen können. Diese Potentialdifferenzen können zu elektrischen Strömen führen, deren Folge die Mobilisierung von Metallionen, Infiltration der Metalle in periimplantäre Gewebe und Weiterwanderung in den menschlichen Organismus sein kann. Dieses Phänomen ist als „oraler Galvanismus“ seit langer Zeit bekannt [31]. Die gelösten Metallionen (Haptene) können sich mit den körpereigenen Proteinen verbinden, die dann als Antigene wirken und allergisch-entzündliche Reaktionen auslösen [32].

NIEDERMEIER und HUESKER befassten sich 2020 mit der Korrosion von Dentallegierungen, die zusammen mit handelsüblichen Titanimplantaten in 0,9 % Kochsalz + 0,1 mol/L Milchsäurelösung bei pH 5,2 und 37 °C gelagert wurden [33]. Durch Potentialmessungen und Bestimmung der Metallionenkonzentration im Elektrolyten in Zeiträumen zwischen 1 und 38 Tagen zeigte Titan eine hohe korrosive Auflösung von bis zu 12 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ Probenoberfläche und Tag. Hierbei erwies sich die Anwesenheit von Gold gegenüber Titan als besonders korrosionsfördernd, was auch im Tierversuch nachgewiesen wurde. Affen wurden Titanimplantate eingesetzt, die mit Gold- oder Titankronen versorgt wurden. Im periimplantären Gewebe wurde Titan durch Röntgenfluoreszenzanalyse nur bei den Implantaten mit Goldkronen nachgewiesen. Die Osseointegration hingegen wurde durch die Migration des unedleren Metalls nicht beeinträchtigt [34].

Zur Vermeidung der Generierung von elektrostatischen Feldern durch metallische prothetische Materialien besteht die Anforderung an den behandelnden Arzt, nur eine einzige Art von Metall bzw. Legierung für die prothetische Versorgung bei einem Patienten einzusetzen, was aber häufig nicht befolgt

wird bzw. werden kann. Die Biokompatibilität von metallischen Werkstoffen wird durch diese Komplikationen grundsätzlich eingeschränkt. Titan allein bietet eine hohe Verträglichkeit, die aber durch Anwesenheit weiterer metallischer Materialien reduziert wird. Die Verwendung nichtmetallischer Werkstoffe für die prothetische Wiederherstellung und damit die Wahl von ZrO_2 ist aus Gründen der Biokompatibilität zu favorisieren.

2.3. Der Aufbau von Implantatsystemen

In der Implantologie verwendet man ein- und zweiteilige Implantatsysteme. Die zweiteiligen Systeme bestehen aus einem Implantatkörper, der in den entsprechend vorgebohrten Kieferknochen eingesetzt wird. Dem Implantatkörper wird ein suprakrestaler Aufbau (Abutment) angefügt. Die feste Verbindung zwischen Implantatkörper und Abutment wird durch Verschraubung oder Verklebung sichergestellt. Auf dem Abutment wird schließlich die Suprakonstruktion aufgebaut, die eine Krone, eine Brücke oder eine Prothese sein kann. Kronen können aufzementiert oder verschraubt werden. Bei einteiligen Implantaten sind der Implantatkörper und das Abutment aus einem Stück gefertigt.



Abbildung 2 Aufbau eines zweiteiligen Implantats aus Titan. Im Kieferknochen wird der Implantatkörper verankert, auf den das Abutment aufgesetzt wird (links), sowie einteiliges Implantat aus Zirkondioxidkeramik, bei dem Implantatkörper und Abutment aus einem Stück hergestellt sind (rechts). Der Zahnersatz, hier eine Vollkeramikkrone, wird jeweils auf den Abutments befestigt. [Bildquellen: <https://www.praxis-schoenwaelder.de> und <https://www.fairimplant.de>]

Die enossalen Implantatkörper sind rotationssymmetrisch und entweder zylindrisch mit parallelen Wänden, gestuft zylindrisch oder konisch zylindrisch gestaltet. Die Schraubenform hat sich als Grundform durchgesetzt [35].

2.4. Klinische Studien zur Prognose von Implantaten

Es liegen zahlreiche klinische Untersuchungen zur Prognose bzw. Überlebensrate von enossalen Implantaten vor, die sich in erster Linie mit biologischen Ursachen des Behandlungsmisserfolgs beschäftigen. Dennoch kommt es zunehmend auch zu mechanischen Zwischenfällen, welche die Prognose von Implantaten kompromittieren. Im Folgenden seien daher, getrennt nach metallischen und keramischen Implantatwerkstoffen, klinische Langzeitstudien aus den vergangenen 25 Jahren aufgeführt, die

sich mit Erfolgsraten von Implantaten unter besonderer Berücksichtigung der Eigenstabilität von Implantaten beschäftigen. Dabei kann allerdings nicht immer zwischen materialologischen und biologischen Verlustursachen abgegrenzt werden.

2.4.1. Titanimplantate

BALSHI berichtete in seiner Studie aus dem Jahr 1996 über 4045 Implantate, die über einen Zeitraum von 5 Jahren nach Einsetzen beobachtet wurden, über acht frakturierte Implantate, was einer Quote von 0,2 % entspricht [36]. Sechs der acht frakturierten Implantate waren im Seitenzahnbereich inseriert. Alle Patienten mit gebrochenen Implantaten zeigten parafunktionelle Gewohnheiten. Ursache des Versagens der Implantate war eine Lockerung oder Fraktur der prothetischen Goldschrauben oder der Abutmentschrauben.

LEVINE et al. beschrieben 1997 in ihrer retrospektiven Studie die Erfolgsraten von 174 inserierten kommerziellen Einzelimplantaten (ITI Implants, Straumann GmbH, Freiburg), platziert bei 129 Patienten [37]. Bei 92 Implantaten wurde die Krone verschraubt und bei 82 zementiert. Die Überlebensrate nach sechs Monaten belief sich auf 97,7 %. Als Komplikationen traten okklusale Schraubenlockerung bei 8,7 %, Abutmentlockerung der Implantate bei 3,6 % und ein bedeutender Knochenverlust bei 2,3 % der Implantate auf.

TAGGER GREEN et al. berichteten im Jahr 2002 über den Verlust eines Implantats, der auf oralen Galvanismus zurückgeführt wird [38]. Das Titanimplantat war mit einer keramikverblendeten Krone aus einer Nickel-Chrom-Molybdän-Legierung versehen und brach 4 Jahre nach Implantation. Als Erklärung wird ausgeführt, dass der Kontakt des Kronenmetalls mit dem Titanmetall galvanische Ströme auslöste, welche den Austrag von zytotoxischen Nickelionen bewirkten. Diese infiltrierten in das periimplantäre Gewebe und lösten dort einen Knochenabbau aus. Der Knochenverlust führte zur lateralen Beweglichkeit des Implantats, zur Ermüdung des Metallkörpers und schließlich zu dessen Bruch.

VANLIOGLU et al. untersuchten in ihrer klinischen Studie aus dem Jahr 2012 die Stabilität von Titanimplantaten mit maßgefertigten ZrO₂-Abutments nach 5 Jahren Funktion [39]. In die Untersuchung wurden 23 Implantate bei 12 versorgten Patienten aufgenommen. Die Durchmesser der benutzten Implantate betragen 3,3 mm und 3,5 mm. Als Resultat zeigte sich nach 5 Jahren eine 100 %-Erfolgsrate für Implantate und Abutments. Es traten keine Abutmentfrakturen auf und es wurde nur eine Abutment-Schraubenlockerung beim einjährigen Recalltermin festgestellt.

Eine andere Unterteilung der Faktoren nahmen SAKKA et al. in ihrer Studie von 2012 vor [40]. Hier wurden Ursachen für ein frühes und spätes Implantatversagen unterschieden. Während Mangel an Primärstabilität, chirurgisches Trauma und Infektionen als frühe Gründe für den Misserfolg postuliert wurden, zählten okklusale Überlastung und Periimplantitis zu den späten Faktoren.

In ihrer Misserfolgsrecherche von 2014 stellten CHRCANOVIC et al. einige Faktoren dar, die einen frühzeitigen Implantatverlust zur Folge haben können [41]. Dabei wurden Faktoren unterschieden, die in Korrelation mit einer Steigerung des Implantatverlustes stehen und solche Faktoren, die eventuell an einem Misserfolg beteiligt waren. Als ausschlaggebende Faktoren wurden unter anderem ein niedriges Drehmoment bei solchen Insertionen, bei denen eine frühe Belastung vorgesehen war, unerfahrene Chirurgen, Implantationen bei starken Rauchern und Benutzung von kurzen Implantaten aufgeführt.

In einer klinischen Studie mit über 18 Jahren gesammelten Daten berichteten HAN et al. über die Ursachen des Versagens von Zahnimplantaten [42]. Insgesamt waren 879 Patienten mit 2796 Implantaten beteiligt, von denen 150 in 91 Patienten versagten. Die Studie unterschied zwischen frühem Versagen bei 86 und spätem Versagen bei 64 Fällen. Frühes Versagen wurde durch Entzündungen, fehlende Osseointegration und vorzeitige Belastung ausgelöst. Bei spätem Versagen erwiesen sich Überlastung, Bruch des Implantats und die Periimplantitis als Ursache. Brüche betrafen 0,4 % der Fälle und stellten nach der Periimplantitis die zweithäufigste Ursache für das späte Versagen dar. Alle Implantatfrakturen in dieser Studie betrafen dasselbe Implantatmodell (Brånemark-Typ von Nobel Biocare), was die Bedeutung der Konstruktion, des Designs und der Fertigungsqualität von Metallimplantaten unterstreicht.

CAMPS-FONT et al. werteten in ihrer retrospektiven Studie aus dem Jahr 2018 den Behandlungsverlauf von 1322 Patienten mit 2673 Implantaten aus dem Zeitintervall 2004 bis 2015 aus. Postoperative Infektionen nach Platzierung des Implantats wurden als mögliche Ursache eines frühen Implantatverlustes bewertet [43]. Infektionen manifestierten sich durch Eiter, Fisteln, Schwellungen, Rötungen oder Fieber noch bevor das Implantat prothetisch belastet wurde. Mit 2,8 % machte die patientenbasierte Häufigkeit an postoperativen Infektionen zwar nur einen geringen Anteil aus, jedoch mussten 33 von den 37 Patienten mit entsprechenden Infektionen aufgrund von antibiotischem Misserfolg operativ nachbehandelt werden. Zudem wurden 65 % der infizierten Implantate entfernt. Implantate mit rauer Oberfläche zeigten bei Auftreten einer postoperativen Infektion eine erhöhte Quote für frühes Versagen.

2.4.2. ZrO₂-Implantate

Das Ziel der systematischen Übersicht von ANDREIOTELLI et al. aus dem Jahr 2009 galt der Überprüfung der Literatur zur Klärung der Frage, ob keramische Implantate eine realistische Alternative zu Titanimplantaten darstellen [44]. Aus 101 Originalartikeln wurden in einer finalen Auswahl 25 Tierversuchs- und klinische Studien berücksichtigt. Es wurden keine signifikanten Änderungen der Osseointegration zwischen den verschiedenen Implantatmaterialien gefunden, die alle einen ähnlichen bone implant contact (BIC) für die Materialien Alumina, Zirconia und Titan hatten. Die einbezogenen ZrO₂-Implantate zeigten eine Überlebensrate von bis zu 98 % nach einem Jahr und 84 % nach 21 Monaten.

OLIVA et al. gaben 2010 eine Studie über die Evaluierung des Fünfjahreserfolgs von ZrO₂-Implantaten mit drei verschiedenen Arten von Oberflächen bekannt [45]. Einteilige ZrO₂-Implantate wurden für diese Untersuchung entworfen und hergestellt: beschichtete, unbeschichtete und säuregeätzte Implantate. 831 Implantate wurden in 378 Patienten mit einem durchschnittlichen Lebensalter von 48 Jahren platziert. Die Überlebensrate nach fünf Jahren war im Mittel 95 %. Für die unbeschichteten Implantate betrug der Erfolg 92,77 %, für die beschichteten Implantate 93,57 % und für die säuregeätzten Implantate 97,6 %.

PAYER et al. berichteten 2015 über den Vergleich von zweiteiligen ZrO₂-Implantaten mit Titanimplantaten und deren klinische Erfolge in einem Zeitraum von bis zu zwei Jahren [46]. 31 Implantate, 16 aus ZrO₂ und 15 aus Titan, wurden in 22 Patienten eingesetzt. Messungen zeigten einen signifikanten marginalen Knochenverlust in beiden Implantatgruppen, 1,43 mm bei Titanimplantaten und 1,48 mm bei

ZrO₂-Implantaten. Ein ZrO₂-Implantat war acht Monate nach Eingliederung des festsitzenden Zahnersatzes verloren gegangen. Es ergab sich eine Überlebensrate von 93,3 % für die ZrO₂- gegenüber 100 % für die Titanimplantate.

CIONCA et al. berichteten 2015 über die Beurteilung der Effizienz und Sicherheit eines neuen, rein keramischen Implantatsystems (ZERAMEX T Implant System) [47]. Dazu wurden 32 partiell bezahnten Patienten 49 zweiteilige ZrO₂-Implantate inseriert, über einen Zeitraum von 588 ± 144 Tagen verfolgt und nach einem Jahr neu bewertet. Nach einem Jahr Belastung betrug die kumulative Überlebensrate 87 %. Die Autoren führten alle Verluste auf aseptische Lockerungen zurück.

GAHLERT et al. veröffentlichten ebenfalls 2016 eine Studie über die Leistung eines neu entwickelten vollkeramischen ZrO₂-Implantatdesigns (PURE Ceramic Implant) in Einzelzahnücken [48]. 46 Patienten erhielten ein Implantat mit finaler prothetischer Versorgung. Die Erfolgsrate nach einem Jahr ergab sich zu 97,6 %. Ein geringer Knochenverlust von 0,14 mm konnte zwischen 6 und 12 Monaten beobachtet werden. Nach der initialen Knochenremodellierung wurde ein Knochenverlust von 0,88 mm im Zeitraum zwischen Implantatplatzierung und erster Belastung dokumentiert.

In der retrospektiven Studie von JANK et al. aus dem Jahr 2016 wurde die Erfolgsrate von zweiteiligen ZrO₂-Implantaten in Bezug auf Osseointegration mithilfe von Herstellerdaten beurteilt [49]. Über einen Zeitraum von 4 Jahren (2010-2014) wurden Daten zum Garantiewaustausch von 15.255 verkauften Zeramex-Implantaten rückwirkend ausgewertet. 347, entsprechend 2,2 %, nicht knochenintegrierte Implantate wurden zurückgesendet. Durchschnittliche Erfolgsraten betragen für Zeramex T 96,7 %, für Zeralock 98,5 % und für Zeramex Plus 99,4 %. Gründe für den Misserfolg waren akute Infektionen und unzureichende Gewebeheilung; über mechanischen Bruch der Implantate wurde nicht berichtet. Die Resultate dieser Studie zeigten einen wettbewerbsfähigen Erfolg mit einer Verbesserung über drei Produktgenerationen.

HASHIM et al. berichteten 2016 in ihrer systematischen Studie über die Überlebensrate von ZrO₂-Implantaten nach mindestens einem Jahr in Funktion und gingen der Frage nach, ob es ausreichend Hinweise gibt, um sie als Alternative zu Titanimplantaten empfehlen zu können [50]. Für die Untersuchung wurden aus 1519 Artikeln 39 ausgewählt und schließlich 14 aus dem Zeitraum bis 2015 für die Meta-Analyse benutzt. Die Überlebensrate von ein- und zweiteiligen ZrO₂-Implantaten belief sich auf 92 % nach einem Jahr. Die Schlussfolgerung war, dass ZrO₂-Implantate eine potenzielle Alternative zu Titanimplantaten boten.

BECKER et al. berichteten 2017 über vergleichbare klinische Erfolge [51]. 52 Patienten wurden alle mit demselben zweiteiligen ZrO₂-Implantattyp versorgt und über einen Zeitraum bis zu zwei Jahren begleitet. Die kumulative Überlebensrate betrug 95,8 %, nur zwei Implantate in zwei Patienten versagten. Als weiterer Faktor offenbarte sich, dass an allen Implantationsstellen eine Verdickung der vestibulären Schleimhaut und die Vermehrung von keratinisiertem Gewebe zu beobachten war.

CIONCA et al. zeigten in ihrem Übersichtsartikel aus dem Jahr 2017, der mehrere in vivo und in vitro-Studien berücksichtigt, dass ZrO₂ durch seine besonderen biomechanischen Eigenschaften ein alternatives Material zu Titan darstellt [52]. ZrO₂ zeigte eine ausgezeichnete Osseointegration, die gleichwertig zu der des Titans war, eine nur schwache Neigung zur Bedeckung mit bakterieller Plaque und fügte sich gut in das weiche periimplantäre Gewebe ein. Allerdings erreichten zweiteilige ZrO₂-Implantatsysteme nicht vollständig die Überlebensraten von Titanimplantaten. Die Autoren kamen zu dem Schluss,

dass Implantatsysteme aus ZrO_2 weiterentwickelt werden müssen, sowohl vom Material wie auch vom Design, um die Stabilität zu steigern.

PIERALLI et al. veröffentlichten 2017 in ihrem systematischen Rückblick die Werte der Überlebensraten und des marginalen Knochenverlustes (MBL) von dentalen ZrO_2 -Implantaten, die eine Einzelzahnrestauration oder festsitzende Prothesen trugen [53]. Aus 4196 Originalarbeiten bis 2015 wurden klinische Studien mit einem ausreichend randomisierten Patientenkollektiv von mehr als 15 Personen gefiltert, so dass zwei kontrollierte klinische und sieben prospektive klinische Studien in die Analyse mit einbezogen wurden. Insgesamt erhielten 326 Patienten 398 Implantate. Implantatverlust wurde hauptsächlich während des ersten Jahres beobachtet, speziell während des Heilungsprozesses. Die Meta-Analyse ergab eine Überlebensrate von 95,6 % nach zwölf Monaten und für längere Zeiträume eine langsame Verringerung der Rate von 0,05 % pro Jahr. Ebenfalls wurde die Meta-Analyse zur Berechnung des marginalen Knochenverlustes herangezogen. Es ergab sich nach zwölf Monaten ein Verlust von 0,79 mm.

BALMER et al. berichteten 2018 über 71 einteilige ZrO_2 -Implantate, die bei 60 Patienten inseriert wurden [54]. Sie verfolgten die künstlichen Pfeiler über drei Jahre hinweg im Rahmen einer prospektiven Studie. Die Implantate wurden alle mit einem festsitzenden Zahnersatz versorgt und zeigten eine mittlere Überlebensrate von 98,5 % nach drei Jahren in Funktion. Weiterhin wurde ein marginaler mittlerer Knochenverlust von $0,70 \text{ mm} \pm 0,72 \text{ mm}$ beobachtet.

Eine ähnliche prospektive Studie veröffentlichten BORMANN et al. 2018. 44 Patienten wurde ein keramisches Implantat (PURE Ceramic Implant) eingesetzt und mit Zahnersatz versorgt [9]. Die Implantatüberlebensrate betrug nach sechs Monaten 97,7 % und nach 36 Monaten 97,5 %. Der Wert des Knochenverlusts belief sich auf $0,97 \text{ mm} \pm 0,88 \text{ mm}$.

SPIES et al. behandelten 13 Patienten mit zwei endständigen, einteiligen ZrO_2 -Implantaten für eine festsitzende Zahnprothese, die nach $61,8 \pm 1,1$ Monaten inspiziert wurden und veröffentlichten ihre Studie 2018 [55]. Die Überlebensrate der Implantate betrug 100 %. Allerdings wurden in drei Fällen am jeweiligen Zahnersatz Abplatzungen (chipping) und bei sieben Fällen okklusale Rauigkeiten gefunden.

BAGEGNI et al. bezogen 41 von 2254 überprüften Studien in ihre Veröffentlichung von 2019 ein. Ihre Analyse befasste sich mit dem Einfluss des prothetischen Materials auf das Implantat und gleichzeitig die prothetische Überlebensrate von implantatunterstützten Totalprothesen [56]. Die Implantat-Überlebensraten wurden signifikant durch das applizierte restaurative Material beeinflusst: Metall-Keramik 97 %, reine Keramik 99 %, Metall-Kunststoff 97 %. Allerdings hat wegen der geringen Unterschiede in den Überlebensraten zwischen den Materialgruppen dieses Ergebnis nur geringe klinische Relevanz. Bei der prothetischen Überlebensrate wurde keine signifikante Abhängigkeit vom prothetischen Material gefunden.

In ihrer prospektiven Studie berichteten LORENZ et al. 2019 über die Stabilität von dentalen ZrO_2 -Implantaten im Vergleich zu natürlichen Zähnen. 83 Implantate in 28 Patienten wurden 7,8 Jahre nach Integration analysiert [57]. Die Überlebensrate betrug 100 %, während nur bei einem Implantat eine tiefgreifende Periimplantitis beobachtet wurde. SBI (sulcus bleeding index) und PAL (probing attachment level) zeigten keine statistische Signifikanz im Unterschied zwischen Implantat und natürlichem Zahn, während die Parameter API (approximal plaque index) und CR/REC (creeping or recession) mit

bedeutend weniger Plaqueansammlung und Rezession bei den ZrO₂-Implantaten zu beobachten war. Höhere Werte wurden in der ZrO₂-Implantatgruppe für PPD (probing pocket depth) entdeckt. Der PES-Wert (pink esthetic score) von $9 \pm 2,7$ indizierte ein durchschnittlich ästhetisches Ergebnis. Ebenfalls konnte eine marginale mittlere Knochenresorption von 1,2 mm festgestellt werden.

Die Meta-Analyse von AFRASHTEHFAR et al. aus dem Jahr 2020, in welcher neun Review-Artikel aus den Jahren 2009 bis 2018 bewertet und untersucht wurden, kam zu dem Schluss, dass der Datenbestand noch nicht ausreichend war, um ZrO₂-Implantate als Alternative zu Titanimplantaten zu empfehlen [58]. Die bislang bekannten klinischen Überlebensraten wurden als exzellent gewertet, bezogen sich aber alle auf relativ kurze Zeiträume.

KOLLER et al. verglichen in ihrer klinischen Studie aus dem Jahr 2020 Titan- mit Zirkoniumdioxid-Implantaten [14]. Von den zu Beginn 31 mandibular gesetzten Implantaten (16 ZrO₂ / 15 Titan) gingen im Verlauf von 80 Monaten drei (2 ZrO₂ / 1 Titan) verloren. Keines der Implantate erlitt eine Fraktur, auch Abplatzungen oder Lösungen der Implantat-Abutment-Verbindungen der vollkeramischen Implantate wurden nicht beobachtet.

CIONCA et al. berichteten in ihrer klinischen Studie über die Sechsjahres-Erfahrungen mit 39 vollkeramischen, zweiteiligen ZrO₂-Implantaten, die in 24 Patienten eingesetzt waren [59]. Die Überlebensrate der Implantate betrug 83 %. Die hauptsächliche Komplikation waren Abutmentfrakturen. Die Abutments konnten aber aufgrund des zweiteiligen Implantatdesigns ersetzt werden.

2.4.3. ZrO₂-Abutments

In einer klinischen Studie aus dem Jahr 2004 von GLAUSER et al. an 27 Patienten mit insgesamt 53 ZrO₂-Implantaten im Frontzahn- und Prämolarenbereich, die zwischen 1 und 4 Jahren und im Mittel 49 Monate nach Einsatz der Kronen beobachtet wurden, trat kein Abutment-Bruch auf [60]. Bei zwei Patienten hatte sich die Schraubverbindung zwischen Abutment und Implantat gelockert. Der marginale Knochenverlust nach vier Jahren betrug $1,2 \pm 0,5$ mm.

ZEMBIC et al. untersuchten 22 Patienten mit 40 Implantaten, davon 20 mit Titan-Abutments und 20 mit ZrO₂-Abutments, worüber sie im Jahr 2009 berichteten [61]. Die Inspektion erfolgte nach sechs, zwölf und 36 Monaten auf probing pocket depth (PPD), plaque control record (PCR) und bleeding on probing (BOP). Zusätzlich wurde der bone level (BL) in Bezug auf die Implantatschulter nach mesial (mBL) und distal (dBL) gemessen. Gleichmaßen wurde der Farbunterschied der periimplantären Schleimhaut und des Zahnfleisches der gegenüberliegenden Kontrollzähne bestimmt. 18 Patienten mit 18 ZrO₂- und zehn Titanimplantaten wurden nach 31,5 bis 53,3 Monaten, im Mittel nach drei Jahren bewertet. Es zeigte sich eine 100%ige Überlebensrate aller Implantate, keine biologischen Komplikationen und keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Typen unter allen Aspekten der Untersuchung.

LOPS et al. setzten sich mit der Fragestellung auseinander, ob ZrO₂-Abutments ähnliche Überlebensraten wie Titan-Abutments in posterioren Bereichen aufweisen und veröffentlichten ihre Studie 2013 [62]. 81 Implantate, dabei 44 Ti- und 37 ZrO₂-Abutments unterstützend, waren in die fünfjährige Nachverfolgung einbezogen. Am Ende des Beobachtungszeitraums wurden weder Implantat-, noch Zahnersatz- noch Abutmentfehler gefunden. In den biologischen und radiographischen Indizes konnten

keine signifikanten Unterschiede registriert werden. Außerdem gab es keine besondere Abweichung des marginalen Knochenverlustes zwischen beiden Testgruppen. Die Autoren zeigten, dass Titan- und ZrO₂-Abutments nach dieser mittleren Zeitspanne der Benutzung im Seitenzahnbereich die gleiche Leistung boten.

2014 veröffentlichten NOTHDURFT et al. eine Bewertung über die Eignung von speziellen ZrO₂-Abutments (Friadent Cercon Abutment, Dentsply) für Einzelzahnersatz in posterioren Regionen [63]. 37 Implantate wurden bis zu 36 Monate in Funktion begleitet. Bei zwei Patienten kam es durch Lösung der hexagonförmigen Abutment-Verbindung zu einem erhöhten rotatorischen Spielraum. Ein Abutment zeigte diesen Fehler nach zwei Jahren und ein weiteres denselben Fehler bei einem Recalltermin nach 36 Monaten. Verglichen zur Ausgangssituation konnte eine teilweise bedeutende Knochenapposition beobachtet werden.

RINKE et al. bestimmten die Überlebensrate und die Häufigkeit von biologischen und technischen Komplikationen von ZrO₂-Abutments für anteriore Einzelzahnrestorationen und veröffentlichten ihre Ergebnisse 2015 [64]. 27 Patienten mit 42 Implantaten waren in die Studie einbezogen, die sich über einen Zeitraum von 78,1 ± 27 Monaten erstreckte. Kein Implantatverlust, aber eine Abutmentfraktur war während der gesamten Periode aufgetreten. Periimplantitis wurde an zwei Implantaten diagnostiziert.

COSGAREA et al. stellten 2015 eine Studie vor, in der die Farbunterschiede des periimplantären Weichgewebes von ZrO₂-Abutments im Vergleich zu Titan-Abutments untersucht wurden [13]. Elf Patienten wurden in die Studie eingeschlossen und jeder mit zwei kontralateralen inserierten Implantaten versorgt. Verglichen mit dem Zahnfleisch der benachbarten natürlichen Zähne, zeigte das periimplantäre Weichgewebe um ZrO₂ und Titan deutliche Farbunterschiede, sowohl vor als auch nach der Kronenzementierung. Stärkere Unterschiede wurden für Titan-Abutments registriert.

In einer ähnlichen Studie berichteten EKFELEDT et al. 2017 über das klinische Ergebnis von ZrO₂-Abutments für implantatgetragene Einzelzahnrestorationen 10 bis 11 Jahre nach Insertion in 23 Patienten mit insgesamt 30 Restaurationen [65]. Es wurde 1 Implantatverlust nach 5 ½ Jahren Benutzung festgestellt. Alle Implantate waren am Ende des Beobachtungszeitraums stabil und osseointegriert. Das periimplantäre Knochenniveau änderte sich mit einem Verlust von 0,6 mm nur wenig.

CHEN et al. referierten 2019 über die Beurteilung einer sechsjährigen klinischen Studie über ZrO₂-Abutments, die rein keramische Kronen im Front- und Prämolarenbereich unterstützten [66]. Ausgehend von 32 ZrO₂-Abutments und 32 Kronen konnte eine 100%ige Überlebensrate beider Anteile bestimmt werden. Als technisches Problem zeigte sich im Sechsjahreszeitraum die Lockerung einer einzelnen Abutmentschraube sowie zwei Abplatzungen an der Keramikverblendung der Krone.

NOTHDURFT et al. führten einige Jahre später eine Untersuchung mit demselben Hintergrund durch [67]. Insgesamt wurden 34 funktionierende Implantate über fünf Jahre hinweg verfolgt (Xive S plus screw type, Dentsply). Im Beobachtungszeitraum waren zwei Patienten durch Versagen des Abutments aus der Studie gefallen. Am Ende des Beobachtungszeitraums zeigten fünf Abutments einen erhöhten rotatorischen Spielraum und eine Lockerung der Verbindungsschraube. Durch mikroskopische Examination wurden Defekte am internen Hexagon entdeckt. Brüche an den Abutments wurden nicht gefunden. Die Autoren empfahlen aufgrund der hohen Ausfallrate nicht die Verwendung dieses Implantatsystems.

2.5. In vitro-Untersuchungen zur Eigenstabilität von Implantaten

2.5.1. Titanimplantate

BREEDING et al. untersuchten den Drehmomentverlust der Implantatschrauben an drei kommerziellen Implantatsystemen, die mit einem Antirotationssystem ausgestattet waren [68]. Mit einer Kraft von 60 N wurde mechanisch belastet, entsprechend einer Verweilzeit im Patienten von einem und sechs Monaten. Eines der Systeme zeigte eine signifikante Lockerung durch gemessenen Drehmomentverlust der Schraube. Die anderen beiden Systeme blieben unverändert. Die Anwendung von versiegelnden Klebern stabilisierte das Schraubendrehmoment.

DIXON et al. stellten die Lockerung der Abutmentschraube als ein verbreitetes Problem für Einzelzahnimplantate dar [69]. Um dem entgegenwirken zu können, bezogen Hersteller Antirotations-Designmerkmale in ihre Implantatsysteme mit ein. Verschraubte Implantat-Abutment-Kombinationen von drei verschiedenen Herstellern wurden in dieser Studie untersucht. Nach mechanischer Langzeitbelastung wurden die Lösemomente für die Abutmentschrauben bestimmt, die für die getesteten Modelle keine signifikanten Unterschiede zeigten.

MÖLLERSTEN et al. testeten experimentell, inwieweit das Design der Verbindungsstelle eines Implantatsystems die Bruchfestigkeit beeinflussen kann [70]. Dazu wurden sieben Implantatsysteme mit unterschiedlichen Verbindungsstellen herangezogen. Es zeigte sich, dass die Tiefe der Verbindungsstelle und die Bruchfestigkeit direkt miteinander korrelierten. Die mittleren Versagenskraftwerte reichten von 138 N bis 693 N. Tiefe Schnittstellen wiesen hierbei höhere Biegemomente auf, sodass diese in klinischen Situationen zu erwägen sind.

CIBIRKA et al. untersuchten in ihrer Studie die Drehmomentverluste von NobelBiocare-Implantaten mit unterschiedlicher Plattformgeometrie [71]. Procera-Abutments wurden mit 32 Ncm auf den Implantaten mit einem elektronischen Drehmomentmessgerät befestigt. Alle Prüfkörper wurden über 5.000.000 Zyklen dynamischer Belastung mit 20-200 N ausgesetzt, was fünf Jahre klinischer Kausimulation entspricht, und anschließend die Lösedrehmomente gemessen. Es wurden keine Abutmentlockerungen oder Längsverschiebungen im Bereich des Implantat-Abutment-Interface entdeckt. Die Verluste an Anzugsmoment betragen jedoch um 50 %. Radiographische Auswertungen zeigten keine Indikation von Biegung oder Verschiebung der Schrauben.

STRUB et al. testeten in ihrer Studie ebenfalls verschiedene Implantatsysteme auf ihre Bruchfestigkeit und stellten dabei die Konfiguration zwischen Implantat und Abutment in den Vordergrund [72]. Die Hälfte der fünf verschiedenen Implantatsysteme wurden zuerst thermisch und mechanisch im Kausimulator belastet. Alle nicht vorbelasteten und nicht versagten Prüfkörper wurden dann auf Bruchfestigkeitsbelastung getestet. Die Mittelwerte beliefen sich für die fünf Gruppen zwischen 473 N bis 893 N. Nach der statischen Belastung zeigten alle Prüfgruppen ein Biegen der Abutmentschraube und Abutmentfrakturen (außer Gruppe 1) und zudem zeigten alle Prüfkörper aus Gruppe 4 eine Implantathalsverbiegung.

ATT et al. verglichen in einer in vitro-Studie Abutments aus Titan, Aluminiumoxid und Zirkondioxid, die vollkeramischen Kronen trugen, nach simulierter mechanischer Belastung über 1,2 Millionen Zyklen bei simultaner thermischer Belastung im Intervall 5 – 55 °C [73]. Die höchste Bruchstabilität zeigten mit Abstand die Titan-Abutments mit Fraktur bei 1251 N, gefolgt von ZrO₂ mit 457 N und Al₂O₃-Keramik

mit 241 N. Da menschliche Kaukräfte im Mittel bis zu 290 N betragen, zeigten alle getesteten Implantate das Potential, Kaukräften im Frontzahnbereich standzuhalten.

ZEKRALLAH et al. untersuchten in Ihrer Studie das Implantat-Abutment-Interface, die Stabilität der Schraubenverbindung und Veränderungen der Implantatoberfläche nach thermischer und mechanischer Belastung [74]. Die Implantatprüfkörper wurden entweder mit Zirkondioxid-, Aluminium- oder Titanabutments aufgebaut. Alle Proben wurden sowohl thermischer (5-55 °C) als auch mechanischer (50 N / 1,2 Hz / 30.000 Zyklen) Belastung unterzogen. Der interfaziale Bereich zeigte aufgrund von Verschleißerscheinungen eine Steigerung der Passgenauigkeit zwischen Implantat und Abutment und gleichzeitig eine Verringerung der Vorspannung der Abutmentschraube.

STEINEBRUNNER et al. kamen in ihrer Untersuchung zu dem Schluss, dass Implantatsysteme mit einer internen tube-in-tube-Verbindung Vorteile in Bezug auf Langlebigkeit und Bruchfestigkeit im Vergleich zu kurzen internen oder externen Verbindungen zeigen und somit als Verbindungskonfiguration für das Implantat-Abutment-Interface zu bevorzugen sind [75]. Für diese Untersuchung wurden sechs Implantatsysteme mechanischer Belastung im Kausimulator (120 N / 1.200.000 Zyklen) unterzogen. Dabei traten in einigen Gruppen Ausfälle für die Implantat-Abutment-Verbindung schon während der dynamischen Belastung auf.

ALLUM et al. veröffentlichten in ihrer Studie die Resultate von Messungen zur mechanischen Stabilität von durchmesserreduzierten Implantaten [76]. Die Untersuchung fand mit dem standardisierten Labortest nach ISO 14801 statt. Kommerziell verfügbare Implantate mit einem Durchmesser von unter 3 mm zeigten Werte, die ein stark erhöhtes Versagensrisiko in der klinischen Anwendung repräsentierten.

DAVI et al. führten 2008 eine Vergleichsstudie von Implantaten mit interner und externer Sechskantverbindung zum Ausmaß des Drehspiels zwischen Implantat und Abutment nach Anwendung verschiedener Anzugsmomente der Abutmentschraube durch [77]. Es zeigte sich, dass extern rotationsfixierte Sechskantverbindungen bei hohen Drehmomenten von 80 Nm Verschleiß aufwiesen und unter Deformation des Hexagon-Profiles versagten.

Die Rotationsfreiheit zwischen Abutment und Implantat in Abhängigkeit vom applizierten Anzugsdrehmoment der Verschraubung untersuchten KWON et al. in Ihrer Studie aus dem Jahr 2009 [78]. Zwei der drei untersuchten Abutment-Implantat-Kombinationen hatten eine Hexagon-Verbindung, eines eine Oktagon-Verbindung. Die Winkelabweichung des Rotationsspiels wurde nach Anwendung von Drehmomenten von 45 Ncm und 100 Ncm gemessen. Bei einem Abutment war ein signifikantes Rotationsspiel bereits beim niedrigen Drehmoment nachweisbar, bei den anderen erst nach hohem Drehmoment von 100 Ncm. Wurde kein zu hohes Drehmoment angelegt, war die Abutment-Implantat-Verbindung bei den untersuchten Modellen stabil.

DITTMER et al. verglichen in ihrer Studie sechs verschiedene kommerzielle Designs von Implantat-Abutment-Verbindungen nach statischer Belastung in einem Winkel von 30° zur Implantatachse in einer universellen Testmaschine gemäß ISO 14801 [79]. Versagen wurde durch einen Lastabfall von 100 N angezeigt. Die Analyse eröffnete, dass das Design der Implantat-Abutment-Verbindung einen wichtigen Faktor für die Stabilität darstellte. Bei den einzelnen Modellen wurden Bruchlasten von 606 N bis 1129 N gefunden. Auch die plastische Verformung wurde bei deutlich verschiedenen Lasten zwischen 368 N bis 955 N erreicht.

In einer Nachfolgestudie untersuchten DITTMER et al. die Bruchfestigkeit von Titanimplantat-Abutment-Verbindungen verschiedener Hersteller anhand differenzierter Vorbehandlung und publizierten ihre Studie 2012 [80]. Pro Implantattyp wurden zehn Prüfkörper randomisiert in zwei Hälften geteilt. Ein Teil wurde direkt dem statischen Bruchversuch unterzogen, während der andere Teil zuvor mechanisch über 1 Million Zyklen bei 100 N und 2 Hz wechselbelastet wurde. Diese Untersuchung zeigte, dass die Maximalkraft allein vom Typ und vom Design der Implantat-Abutment-Verbindung beeinflusst wurde, die mechanische Belastungsvorbehandlung dagegen keinen signifikanten Einfluss hatte.

In ihrer in vitro-Studie untersuchten PRISCO et al. (2013) den Einfluss des artifiziellen thermischen Alterns auf Y-TZP-Abutments-Implantat-Kombinationen [81]. Im Zentrum der Fragestellung stand die Lockerung der Verbindung zum Implantat. Die getesteten Modelle waren mit Hexagon-Verbindungen versehen und wurden entweder für eine Stunde bei 134 °C autoklaviert, was einer in vivo-Alterung von drei bis vier Jahren entspricht, oder keramischen Sinterbedingungen bei Temperaturen bis 960 °C unterworfen. Im Vergleich zu den unbehandelten Abutments hatten beide Arten der Belastung keinen signifikanten Einfluss auf die rotatorische Freiheit zwischen Implantat und Abutment.

2.5.2. ZrO₂-Implantate

KOHAL et al. berichteten 2009 über die Testung der Bruchfestigkeit von Prototypen von ZrO₂-Implantaten im Kausimulator [82]. Die Prüfkörper wurden in drei Gruppen unterteilt. Gruppe 1 repräsentierten zweiteilige ZrO₂-Implantate, die mit ZrO₂-Kronen versorgt wurden. In Gruppe 2 erhielten ZrO₂-Implantate zwei Einzelkronen und Gruppe 3 stellten ähnliche Titanimplantate mit porzellanverblendeten Metallkronen dar. Die Hälfte der Proben jeder Gruppe wurden dem Kausimulator ausgesetzt. Die unbelasteten und diejenigen Exemplare, die den Test im Kausimulator überstanden hatten, wurden danach einem Bruchfestigkeitstest unterzogen. Hierbei versagte eine Probe aus Gruppe 1 durch Bruch der keramischen Verblendung, keine aus Gruppe 2 und sechs aus Gruppe 3 durch Bruch der Implantat-Abutment-Schraubverbindung. Die hohe Versagensrate an den prototypenhaften Designs wurde als grenzwertig für den klinischen Einsatz eingeschätzt.

STIMMELMAYR et al. untersuchten die Kombinationen Titanimplantat/Titanabutment und Titanimplantat/ZrO₂-Abutment nach 1,2 Millionen zyklischen Belastungen mit einer Kraft von 100 N [83]. Es wurde kein Versagen beobachtet. Allerdings betrug die durch mikroskopische Untersuchungen festgestellte Abnutzung 0,7 µm für die Ti/Ti-Kombination, jedoch 10,2 µm für die Ti/ZrO₂-Kombination.

SANON et al. berichteten 2015 über verschiedene Typen von dentalen ZrO₂-Implantaten mit unterschiedlichen Oberflächentexturen (porös, alveolar und rau) [84]. Es wurden Bruchfestigkeitstests nach DIN 14801 durchgeführt, ebenso wie beschleunigtes Altern über bis zu 100 Stunden mit Wasserdampf von 2 bar Druck und 134 °C. Implantate mit einer neuartigen, papillenartigen Oberflächenbeschichtung zeigten große Defekte, welche die Langzeitstabilität verringerten. Implantate mit einer porösen Oberfläche zeigten genügend Stabilität, wiesen aber besondere Sensibilität in Bezug auf das Altern auf.

PREIS et al. berichteten 2016 über den Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung und den Bruchwiderstand für zweiteilige ZrO₂-Implantatsysteme im anterioren Einsatzgebiet [85]. Sechs verschiedene Gruppen von ZrO₂-Implantatsystemen, fünf davon mit verschraubter und eine mit verklebter Verbindung, wurden mit reinen ZrO₂-Kronen versorgt. Ein zweiteiliges verschraubtes Titan-System

diente dabei als Referenz. Ein Teil der Prüfkörper wurde in einem Winkel von 135° im Kausimulator montiert und einer Temperaturwechselprüfung und mechanischer Belastung ausgesetzt. Von den dabei überlebenden Proben wurde der Bruchwiderstand und die Biegespannung bestimmt. Der andere Teil wurde nach 24 Stunden Lagerung in Wasser auf Bruchfestigkeit untersucht. Das verklebte ZrO_2 -System und die Titan-Referenzgruppe überlebten den Kausimulator ohne Versagen. Verschraubte ZrO_2 -Systeme hingegen zeigten Implantat- oder Abutmentbrüche, teilweise zusätzlich mit einer Schraubenlockerung kombiniert. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass das Verbindungsdesign entscheidend war für den klinischen Erfolg.

KARL et al. befassten sich 2017 mit der Fragestellung, ob zweiteilige ZrO_2 -Implantate durch Anwendung von zu hohen Drehmomenten beschädigt werden können [86]. Insgesamt 10 ZrO_2 -Implantate wurden wiederholend in Polyurethanschaummaterial mit zunehmender Dichte und abnehmender Osteotomiegröße eingedreht. Ein Totalversagen wurde bei fünf Implantaten aus zwei verschiedenen Fertigungsreihen bei Drehmomenten von 46 - 70,5 Ncm beobachtet. Das empfohlene Drehmoment des Herstellers betrug 35 Ncm. Die übrigen Implantate, alle aus einer Produktionslinie stammend, überstanden diese erhöhten Drehmomente. Ansonsten zeigten sich als Schäden Abplatzungsfrakturen an der Gewindespitze sowie Werkzeugspuren.

MONZAVI et al. untersuchten in ihrer Studie 2017 die Auswirkung von beschleunigtem Altern auf kommerziell verfügbare ZrO_2 -Implantate [87]. Beschleunigtes Altern über 15 bis zu 30 Stunden mit Wasserdampf von 2 bar Druck und $134^\circ C$, was etwa 30 und 60 Jahren im Mund des Patienten entspricht, wurde an 36 Implantaten verschiedener Hersteller durchgeführt. Beteiligt waren Implantate der Firmen Z-Systems, Straumann, Ceraroot, ZerameX. Die Ergebnisse zeigten, dass eine Kornumwandlung in einer Tiefe zwischen 1-4 μm von der Oberfläche stattfand und der Effekt des Alterns sich minimal in Form von Mikrorissen bei allen ZrO_2 -Implantaten äußerte.

JODA et al. berichteten 2018 über die Biegefestigkeit, Maximalkraft und Fehlerarten von metallfreien, zweiteiligen ZrO_2 -Implantaten [88] mit kohlefaserverstärkten Kunststoffschrauben. Elf ZrO_2 -Implantate wurden anhand ihrer Durchmesser in zwei Gruppen unterteilt, Gruppe A mit 3,3 mm Durchmesser und Gruppe B mit 4,1 mm Durchmesser. Beide Gruppen wurden mit einem standardisiertem Testverfahren gemäß DIN ISO 14801 belastet. Als Fehler traten charakteristische Brüche an der Halskonfiguration der Implantate unabhängig vom Durchmesser auf. Die mittlere Biegefestigkeit betrug 1099 ± 192 N/mm für Gruppe A und erwies sich als signifikant geringer im Vergleich zu Gruppe B mit 1630 ± 274 N/mm. Die mittlere Maximalkraft, die zum Bruch führte, betrug 348 ± 53 N für Gruppe A und war signifikant erhöht in Gruppe B mit 684 ± 29 N.

SIDDIQUI et al. beschäftigten sich mit der Fragestellung, ob orale Bakterien und mechanische Ermüdung ZrO_2 -Implantate untauglich machen und publizieren ihre Studie 2019 [89]. Die Oberfläche von ZrO_2 -Implantaten (Typ Z5c, Z-Systems, Schweiz) wurde nach Zeichen von Beschädigung nach bakterieller Besiedlung durch Streptokokken/Porphyromonas/Aggregatibacter und mechanischer Ermüdung untersucht. Es fand sich nach der bakteriellen Exposition ein organischer Oberflächenbelag, aber keine signifikante Beschädigung am Material der Oberfläche. Alle Implantate überstanden den speziellen zyklischen Belastungstest, bei dem gleichzeitig ein bakterienbeladener, auf $37^\circ C$ temperierter Wasserstrom und eine axiale Kausimulation (45-450 N, 2 Millionen Zyklen, 4 Hz) einwirkten.

BETHKE et al. setzten ihrer Meta-Analyse 2020 das Ziel, die Auswirkung verschiedener Testprozeduren (Größe der dynamischen Belastung (1 bis 10 Millionen Zyklen, 50 – 500 N), Umfang des hydrothermischen Alterns (5 und 55 °C oder Hochtemperaturanwendungen 60 – 134 °C)), sowie der Implantateigenschaften (Material, Design; Herstellung) auf die Implantatstabilität zu bestimmen [90]. Die initiale Suche in 1864 Originalarbeiten resultierte in 19 ausgewerteten Untersuchungen, in welchen 731 ZrO₂-Implantate bis zum Bruch belastet wurden. Es ergab sich, dass der Bruchwiderstand durch das Implantatdesign (einteilig > zweiteilig), das Material (aluminiumverstärktes ZrO₂ > yttriumstabilisiertes tetragonales ZrO₂-Polykristall) und die Abutmentpräparation (unberührt > modifiziert/gemahlen) beeinflusst wurde. Im Fall von zweiteiligen Implantaten beeinflusste die Häufigkeit der dynamischen Belastung vor der statischen Belastung oder anatomischen Kronenversorgung das Ergebnis negativ. Dabei konnte kein Einfluss durch hydrothermisches Altern festgestellt werden.

STIMMELMAYR et al. veröffentlichten 2020 ihre Studie über die Messung der Abutmentrotation und der Bruchbelastung von zweiteiligen ZrO₂-Implantaten mit drei verschiedenen Schraubenmaterialien [91]. Getestet wurden 36 ZrO₂-Implantate mit Goldschrauben (G), Titanschrauben (T) und PEEK-Schrauben (P). Das Belastungsprogramm bestand sowohl aus einem mechanischem (100 N, 2 Hz, 1,2 Millionen Zyklen) als auch thermischem Teil (5 °C und 55 °C alle 30 Sekunden). Nach dem künstlichen Altern wurde die Höhe der Bruchbelastung durch einen 30°-Schub getestet. Das künstliche Altern allein führte in keinem Fall zur Lösung der Verschraubung oder zum Bruch. Die Rotationswinkel (G 8,0°, T 11,6°, P 9,5°) sowie die Bruchbelastung (G 250 N, T 263 N, P 196 N) zeigten keine signifikanten Unterschiede. Als Ergebnis wurden, unabhängig vom Schraubenmaterial, zweiteilige ZrO₂-Implantate als mechanisch wenig stabil beurteilt. PEEK-Schrauben erwiesen sich als besonders fragil durch Frakturen bereits beim Anziehen mit geringen Anzugsmomenten von 10 Ncm.

Eine Vergleichsstudie über die Stabilität von verschraubten Verbindungen in ZrO₂-Implantaten mit einer konventionellen Titanbasis als Interface veröffentlichten JOOS et al. 2020 [92]. Front- und seitenzahngestaltete ZrO₂-Kronen wurden entweder auf zweiteiligen ZrO₂- oder Titanimplantaten befestigt und die Prüfkörper in vier Testgruppen unterteilt. Die mittleren Überlebensraten nach künstlicher Alterung in einem Kausimulator waren für Titanimplantate im Seitenzahnbereich und ZrO₂-Implantate im Frontzahnbereich geringer als für Titanimplantate im Frontzahnbereich und ZrO₂-Implantate im Seitenzahnbereich.

In Ihrem Review aus dem Jahr 2020 zogen KOHAL et al. die Literatur zu verschiedenen Aspekten von ZrO₂-Implantaten heran [6]. Die bisherigen Studien zur Bruchfestigkeit zeigten, dass thermisches Altern und mechanische Dauerbelastung keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hatten. Einteilige Zirkoniumoxid-Implantate hatten eine deutliche höhere Bruchlast als zweiteilige. Bezüglich der mechanischen Stabilität kamen die Autoren zu dem Schluss, dass einteilige ZrO₂-Implantate mit einem Mindestdurchmesser von 4 mm und auch einige Modelle der zweiteiligen Implantate stabil genug waren, um den normalen klinischen Kaukräften auch über lange Zeiträume zu widerstehen.

2.5.3. ZrO₂-Aufbauten mit Titan-Interface

YÜZÜGÜLLÜ et al. berichteten 2008 über die Bewertung des Implantat-Abutment-Interface nach dynamischer Belastung bei Ti-, ZrO₂- und Alumina-Abutments [93]. An allen Prüfkörpern erfolgte eine 30° zur Senkrechten geneigte Kraftbeaufschlagung von 20 bis 200 N und 1 Hz über 47.250 Zyklen. Hierbei

zeigte sich keine Abutmentfraktur, auch wurde keine Schraubenlockerung beobachtet. Unterschiede gab es jedoch beim Mikropalt an der palatinalen Seite zwischen Abutment und Implantat. Hier zeigte das Titan-Abutment den höchsten Wert mit 3,47 μm , während der Wert für ZrO_2 nur 1,45 μm betrug.

ALBOSEFI et al. veröffentlichten 2014 eine Studie über den Vergleich der Bruchbelastung einteiliger ZrO_2 -Abutments verschiedener Wandstärke und verschiedener Anstellwinkel beim Kausimulator-Belastungstest [94]. 40 Abutments wurden in vier Gruppen unterteilt, wobei die ersten beiden Gruppen eine klinisch ideale Implantatposition simulierten, die Wandstärken mit 0,7 und 1 mm jedoch unterschiedlich waren. Die beiden letzteren Gruppen simulierten eine Kompromissituation mit Abutments, die gegen die Implantat-Achse mit 15° geneigt waren. Auch hier wurden die unterschiedlichen Wandstärken von 0,7 und 1 mm herangezogen. Alle Gruppen wurden einer Scherbeanspruchung bis zum Versagen in einer universellen Testmaschine unterworfen. Der Gruppenreihung folgend, reichten die mittleren Bruchbelastungen der Abutments von 160 ± 60 bis 230 ± 95 N.

Eine Folgestudie veröffentlichten ZANDPARSA et al. 2016. Hierbei wurden zweiteilige ZrO_2 -Abutments auf Bruchbelastung mit verschiedenen Wandstärken und Anstellwinkeln gegenüber der Implantat-Achse verglichen [95]. 40 Proben verschiedener Wandstärken (0,7 und 1 mm) und zwei verschiedener Anstellwinkel von 0° oder 15° wurden in einer universellen Testmaschine senkrecht zur Implantat-Abutment-Achse bis zum Bruch belastet. Mittlere Bruchfestigkeitswerte von 432 ± 97 N bis 746 ± 275 N konnten bestimmt werden. Die Abutments mit einem 15° -Winkel zeigten die höchste Bruchfestigkeit und diejenigen mit 1 mm Wandstärke erwiesen sich deutlich bruchfester als die etwas Dünneren von 0,7 mm Wandstärke.

Eine in vitro-Studie zur Bruchfestigkeit verschiedener Typen von Implantaten führten ELSAYED et al. 2017 durch [96]. Es wurden fünf verschiedene Typen von Abutments untersucht: reines Titan, reines ZrO_2 , mit Ti-Metall-basiertes ZrO_2 und Lithiumdisilikat als glaskeramisches Material. Lithiumdisilikat wurde in die Studie aufgenommen, da es in seinen optischen Eigenschaften und mit seiner hohen Transparenz als Implantatmaterial für noch hochwertigere ästhetische Ergebnisse als ZrO_2 sorgen kann. Es zeigte sich, dass Lithiumdisilikat und titanverstärkte ZrO_2 -Abutments stabil genug waren, um im Frontzahnbereich eingesetzt zu werden. Titanmetallbasierte ZrO_2 -Abutments wiesen einen höheren Widerstand gegen Bruch auf als reine ZrO_2 -Prüfkörper. Empfohlen werden titanverstärkte ZrO_2 -Abutments für den Frontzahnbereich, jedoch wird bei reinen ZrO_2 -Abutments zur Vorsicht geraten.

In einer Nachfolgestudie wurden die Proben mit einem Kausimulator über 1,2 Millionen Belastungen mit dynamischer Belastung bis zu 49 N und in einem Winkel von 30° zur Implantat-Achse unterzogen [97]. Die Ergebnisse der ersten Studie wurden bestätigt. Alle Typen widerstanden den Belastungen, lediglich bei den reinen ZrO_2 -Implantaten versagten drei von acht Proben durch Bruch des ZrO_2 -Abutments am Abutment-Implantat-Interface, bevor der volle Belastungszyklus durchlaufen war.

Bruchwiderstand und auftretende Defekte verschiedener gealterter (thermisches Altern mit 5 und 55 $^\circ\text{C}$, je 60 Sekunden, 2000 Zyklen; mechanisches Altern 500.000 Zyklen mit 100 N) und nicht gealterter Abutment/Kronen-Systeme untersuchten BANKOĞLU et al. 2019. 100 dentale Implantate mit einem Durchmesser von 4,3 mm und einer Länge von 11,5 mm wurden mit fünf unterschiedlichen Abutment/Kronen-Systemen versehen [98]. Die Prüfkörper jeder Gruppe wurden weiter in zwei Hälften geteilt und dienten entweder als nicht gealterte Kontrollgruppe oder thermisch und mechanisch geal-

terte Testgruppe. Es zeigte sich, dass eine Titan-Basis den Bruchwiderstand von ZrO₂-Abutments an hob. Allerdings verringerte das thermische und mechanische Altern bei keramikbasierten Abutment-Kronen-Systemen die Bruchfestigkeit.

In ihrer Studie verglichen ZANDINEJAD et al. 2019 den Bruchwiderstand von implantatunterstützten, gemahlene ZrO₂-, gemahlene Lithiumdisilikat- und additiv hergestellten ZrO₂-Kronen [99]. Alle Kronen wurden auf ZrO₂-Abutments zementiert und vertikal in einer universellen Testmaschine mit „crosshead-speed“ von 2mm/min belastet. Die Bruchfestigkeit war vom Kronenmaterial weitgehend unabhängig. Der Bruch vollzog sich an allen Prüfkörpern im Bereich des Implantat-Abutment-Interface.

2.5.4. ZrO₂-Aufbauten ohne Titan-Interface

GEHRKE et al. bewerteten in ihrer Studie 2015 den Vergleich der Ermüdung und des Bruchwiderstands von ein- und zweiteiligen CAD/CAM-fabrierten ZrO₂-Abutments mit kommerziell verfügbaren ZrO₂-Abutments [100]. Alle Proben wurden gleichzeitig thermischen (5 und 55 °C, je 30 Sekunden, 1000 Zyklen) und mechanischen (Kausimulator, 100 N, 1,2 Hz, 120.000 Zyklen) Ermüdungstests unterzogen. Anschließend durchliefen alle Prüfkörper einen Test auf Bruchwiderstand in einer Testmaschine (Zwick). Alle kommerziellen und einteiligen Abutments zerbrachen in mindestens zwei Teile nach Testung auf Bruchwiderstand. Bei zweiteiligen Abutments wurde Verbiegen der Befestigungsschraube festgestellt.

2.5.5. PEEK-Aufbauten

Ein prinzipieller Nachteil sowohl von Titan als auch ZrO₂ ist die hohe Steifigkeit dieser Materialien. Durch das Implantat können hohe Druckbelastungen auf den Kieferknochen übertragen werden, was zu Knochenabbau führen kann. Auf der Suche nach einem elastischeren Material wurde der thermoplastische Kunststoff Polyetheretherketon PEEK gefunden, der seit den 1990er Jahren zunehmend auch in der dentalen Implantologie benutzt wird [101]. PEEK zeichnet sich durch hohe chemische Beständigkeit, geringe Wasserresorption und hohe Biokompatibilität aus. Allerdings reichen die mechanischen Eigenschaften wie die geringe Biegefestigkeit für den Einsatz als monolithisches Abutment nicht aus. PEEK wird bisher immer als Hybrid-Abutment (zum Beispiel mit Titan-Klebebasis und PEEK-Aufbau) verwendet. Der klinische Einsatz beschränkt sich meist auf provisorische Zahnersatzformen, die in der Regel nicht länger als ein Jahr im Einsatz sind [102].

SCHWITALLA et al. unterzogen in ihrer Studie PEEK-Prüfkörper von 4, 5 und 6 mm Durchmesser einem Ermüdungstest, um das elastische Verhalten und die langfristige Formstabilität zu bestimmen [103]. Dabei wurden elf verschiedene PEEK-Materialien verschiedener Qualitäten untersucht, die zyklischen Belastungen bis zu 2000 N ausgesetzt wurden: ungefüllt, gefüllt mit Titandioxid oder Bariumsulfatpulver, verstärkt mit kurzen Kohle- oder Glasfasern sowie verstärkt mit langen Kohlefasern. Die Elastizitätsgrenze lag für mit kurzen Kohlefasern verstärkten Prüfkörpern mit 6 mm Durchmesser bei $46,57 \pm 6,44$ MPa, für andere mit kurzen Kohlefasern verstärkten Prüfkörper von 4 mm Durchmesser bei $107,62 \pm 8,23$ MPa. Alle PEEK-Materialien, besonders die faserverstärkten, zeigten unter Berücksichtigung der Elastizitätsgrenze genügend Druckwiderstand, um sehr hohen axialen Kaukräften standzuhalten.

In einer Nachfolgestudie stellten SCHWITALLA et al. ein konisch gestaltetes Implantat-Abutment-Interface als Teil der Entwicklung von PEEK-basierten Implantaten vor [104]. Die Konstruktion des interfazialen Bereiches enthielt ein apikales Antirotationsschloss mit geringem Platzbedarf. Hintergrund dieser Untersuchung war eine gehäufte Anzahl von Berichten, die verschiedenste Vorteile von verjüngten Implantat-Abutment-Interfaces im Vergleich zu anderen Konfigurationen attestierten. Die Bestimmung des durchschnittlichen Einsteckdrehmomentes und die Eignung zur sofortigen Belastung bis zum Ausfall dieses neu entwickelten Designs wurden nun anhand eines Vergleichs ausgewertet. Je zehn Implantate aus ungefülltem PEEK, kohlefaserverstärktem PEEK und Titan wurden im Test gegenübergestellt. Das erforderliche minimale Einsteckdrehmoment für sofortiges Belasten betrug 32 Ncm, sodass die beiden Implantattypen aus PEEK mit durchschnittlichen Werten von $22,6 \pm 0,5$ Ncm und $20,2 \pm 2,5$ Ncm keine Primärstabilität für direktes Belasten zeigten. Zum Vergleich betragen die durchschnittlichen Werte für Titanimplantate $92,6 \pm 2,3$ Ncm.

CHEN et al. behandelten in ihrer Studie den Effekt von PEEK- und PTFE-Beschichtungen auf Gewindeverbindungen von dentalen Implantaten [105]. Hauptaugenmerk der Untersuchung lag auf dem Reibungskoeffizienten und der Klemmkraft des Schraubengewindepaars. Die Ergebnisse zeigten, dass beide Arten der Beschichtung den Reibungskoeffizienten reduzieren konnten und die Klemmkraft konstant steigerten. PEEK-Beschichtungen zeigten eine verlängerte Lebensdauer und verstärkten die Anti-Lockerungs-Eigenschaft unter dynamischer Belastung, während 30 μm dicke PTFE-Beschichtungen die Bruchbelastung reduzierten. Die Beobachtungen zeigten ebenfalls, dass beide Überzüge den Verschleiß des Implantatgewindes senken konnten.

GHODSI et al. untersuchten in ihrer Studie den Vergleich des Bruchwiderstands und des Drehmomentverlusts von Restaurationen, die aus titanbasierten PEEK- und ZrO_2 -Abutments in Form von ersten Oberkieferprämolaren hergestellt wurden [106]. Der Bruchwiderstand der ZrO_2 -Restaurationen war signifikant höher als der von PEEK-basierten Restaurationen. Nach dem Alterungsprozess konnte kein signifikanter Unterschied im Drehmomentverlust für beide Materialien gefunden werden. Die Bruchbelastung war hingegen für die ZrO_2 -Gruppe höher.

DA COSTA VALENTE et al. präsentierten in ihrer Studie die Untersuchungen der mechanischen und physikalischen Eigenschaften von PEEK vor und nach thermischer Belastung mit 5 und 55 $^{\circ}\text{C}$ / 10.000 Zyklen und damit seine Eignung als strapazierfähige prothetische Komponente für implantatgetragenen Zahnersatz [107]. Thermische Belastung veränderte die Oberflächenrauheit und -härte nicht. Die höchsten Werte für die Retentionskraft wurden nach den thermischen Belastungstests gefunden.

2.5.6. ZrO_2 - und Titan-Bauteile im direkten Vergleich

Eine Analyse der Mechanik der keramischen Implantat-Abutment-Verbindung und der Veränderungen der Abutmentschrauben durch zyklische Belastung veröffentlichten DHINGRA et al. 2013. Hierbei wurden ZrO_2 -Abutments mit Titan-Abutments verglichen und beide Testgruppen einer Belastung von 1 Million Zyklen bei 200 N und 10 Hz unterzogen [108]. Eine Steigerung der Gesamtlänge der Schrauben wurde festgestellt, bei der ZrO_2 -Gruppe eine Verlängerung von 88 μm und bei der Titan-Gruppe von 121 μm . Begleitet wurde die Verlängerung von einer Verringerung des Anzugsdrehmoments bei ZrO_2 von 18 % und bei Titan von 13,5 %.

Vergleichbare Resultate wurden von FOONG et al. erzielt [109]. 22 einteilige Implantate aus Titan und aus ZrO_2 wurden mit hoher Kraft zyklisch belastet. Die Titan-Abutments versagten nach rund 82.000 Zyklen und einer Last von 270 ± 57 N, während die ZrO_2 -Abutments bereits nach rund 26.000 Zyklen und einer Last von 140 ± 25 N versagten.

GOMES et al. untersuchten die Stabilität der Schraubenverbindung von Implantat-unterstützten Ti- und ZrO_2 -Aufbauten für festsitzenden Zahnersatz mit verschiedenen Befestigungsmethoden und veröffentlichten die Studie 2014 [110]. 24 einteilige Aufbauten wurden durch CAD/CAM-Technik fabriziert und in weitere 4 Untergruppen, entsprechend dem Material (Titan oder ZrO_2) und der Befestigungsmethode (zementiert oder verschraubt), unterteilt. Alle Prüfkörper wurden 1 Million Belastungszyklen bei 200 N bei 2 Hz ausgesetzt. Nach der Belastung konnte ein signifikanter Drehmomentverlust der Schrauben für alle getesteten Gruppen festgestellt werden. Allerdings war der Drehmomentverlust für die ZrO_2 -Aufbauten der Höchste im Vergleich der Gruppen.

Eine weitere Studie über das Verhalten des Biegemoments verschiedener ZrO_2 -Implantat-Abutment-Verbindungen nach Belastung im Kausimulator publizierten MÜHLEMANN et al. 2014 [111]. Die Testgruppen unterschieden sich gemäß ihrer Implantat-Abutment-Verbindung: einteilige interne Verbindung (BL; Straumann bone level), zweiteilige interne Verbindung (RS; Nobel Biocare ReplaceSelect), externe Verbindung (B; Brånemark MkIII), zweiteilige interne Verbindung (SP; Straumann Standard-Plus), einteilige interne Verbindung (A; Astra Tech AB OsseoSpeed). Kontrollgruppe waren Titan-Abutments mit interner Verbindung (T; Straumann Bonelevel). Zwischen den Gruppen BL, RS, B, SP konnte kein Unterschied des mittleren Biegemoments festgestellt werden. Testgruppe A zeigte die niedrigsten mittleren Biegemomente, während Gruppe T die höchsten Werte aufwies.

ROSENTRITT et al. berichteten 2014 über den Vergleich im Verhalten von Bruchwiderstand zwischen ZrO_2 - und Titanimplantat-Abutment-Systemen [112]. Acht Gruppen von Implantat-Abutment Kombinationen wurden mit identischen ZrO_2 -Kronen versorgt. Die Systeme repräsentierten einteilige oder zweiteilige ZrO_2 - oder Ti-Implantate mit verschiedenen Typen der Verbindung, verschraubt oder geklebt. Die Prüfkörper wurden im 45° -Winkel im Kausimulator platziert und sowohl thermisch (5 und $55^\circ C$, 2×3000 Zyklen), als auch mechanisch (1.200.000 Zyklen, 50 N, 1,6 Hz) belastet. Unabhängig von der Materialkombination zeigten verschraubte ZrO_2 -Systeme teilweise Schraubenausfälle in Kombination mit Implantat-Abutment-Frakturen. Einteilige ZrO_2 -Implantate zeigten keine Misserfolge und nur ein Prüfkörper mit einer geklebten Verbindung brach.

ALSAHHAF et al. berichteten 2016 über Biegemomente von verschiedenen Designs von ZrO_2 -Abutments nach dynamischer Belastung kombiniert mit thermischer Belastung und verglichen diese Werte mit denen von Ti-Abutments [113]. Insgesamt wurden 80 Prüfkörper in fünf Testgruppen unterteilt: CAD/CAM produzierte ZrO_2 -Abutments (Gruppe 1), Titan-Abutments (Gruppe 2), ZrO_2 -Abutments an einer Titanbasis klebend (Gruppe 3), vorgefertigte ZrO_2 -Abutments (Gruppe 4) und ZrO_2 -Abutments an einer Titanbasis glasverlötet (Gruppe 5). Die Hälfte der Prüfkörper jeder Gruppe wurde in einem Kausimulator 1,2 Mio. Belastungszyklen entsprechend fünf Jahre natürlicher Kaubelastung ausgesetzt. Die Proben, die dieses künstliche Altern überstanden, wurden anschließend auf Bruchfestigkeit untersucht, die andere Hälfte der Prüfkörper direkt dem Test auf Bruchfestigkeit unterzogen. Alle Prüfkörper, die dem Kausimulator ausgesetzt waren, überlebten das künstliche Altern, mit Ausnahme von sechs Proben in Gruppe 1. Die Werte des Biegemoments der Proben, die dem Kausimulator ausgesetzt waren, unterschieden sich je nach Bauart von den unbelasteten Proben (alle Angaben in Ncm): Gruppe

1: 94,5 / 269,3, Gruppe 2: 599,2 / 474,2; Gruppe 3: 477,5 / 377,6; Gruppe 4: 314,4 / 265,4; Gruppe 5: 372,4 / 372,4.

BAHADIRLI et al. führten 2018 in ihrer analytischen Studie einen Vergleich des Spannungsverteilungsmusters von verschiedenen Implantaten und Materialien durch [114]. Für die Untersuchung wurden zwölf verschiedene Implantat/Knochenmodelle getestet und später analysiert. Straumann Titanimplantate mit ZrO₂-Abutments, einteilige Straumann pure ceramic-Implantate restauriert mit Lithiumdisilikat-Glaskeramik und zementierten ZrO₂-Kronen wurden bewertet und verglichen. Eine Belastung mit 118,2 N wurde auf die bukkale Spitze in einem Winkel von 75,8° bezüglich der Okklusalebene angewendet. Hauptspannungswerte für kortikalen und trabekulären Knochen wurden errechnet. Die Resultate zeigten, dass die ZrO₂-Implantatmodelle im kortikalen Knochen einen niedrigeren Stresswert aufwiesen als reine Ti- und Ti/ZrO₂-Implantatmodelle. Für den trabekulären Knochen zeigten alle Modelle hingegen ähnliche Werte.

2.6. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Unter den dentalen Werkstoffen für die Implantologie nimmt Titan die bei weitem führende Rolle ein. Hohe Bruchstabilität und eine hohe Osseointegration machen es zum bevorzugten Werkstoff, was durch Hunderte von Studien über mehrere Jahrzehnte evident belegt ist. Allerdings gibt es vermehrt Berichte über Unverträglichkeitserscheinungen gegenüber Titan, das durch elektrochemische Vorgänge in der Mundhöhle in Lösung geht.

Zirkoniumdioxid hat sich als alternativer, metallfreier Werkstoff inzwischen etabliert. Die Literatur zeigt, dass Design und Haltbarkeit von ZrO₂-Implantaten in den letzten zwei Dekaden große Fortschritte gemacht haben, so dass diese keramischen Implantate mit Titanimplantaten konkurrieren können. Klinische Vergleichsstudien zwischen den Materialien ZrO₂ und Titan zeigen Überlebensraten der keramischen und der metallischen Werkstoffe, die mittlerweile miteinander vergleichbar sind. In vitro-Bruchtests zeigen allerdings eine geringere Bruchbelastung für keramische Implantate. Die Bruchkräfte liegen für ZrO₂-Implantate aber stets oberhalb des Bereichs der normalen Kaukräfte. Insofern unterstützen die in vitro-Studien die klinischen in vivo-Studien. In den jüngeren Studien wird für den Frontzahnbereich die Verwendung von aus ZrO₂ gefertigten Implantaten als gleichwertige Alternative zu Titan empfohlen. Zirkoniumdioxid zeigt im Vergleich zu metallischen Werkstoffen ästhetische und biologische Vorteile, u.a. eine deutlich reduzierte Bakterienadhäsion und Plaquebildung.

Durch die unbelastete Einheilung des Implantats im Kieferknochen haben zweiteilige Implantat-Abutment-Systeme in der Implantologie überragende Bedeutung. Allerdings ist die Frage nicht hinreichend geklärt, ob diese mechanisch kritische Verbindung zwischen einem ZrO₂-Implantat und dem homologen Abutment dauerhaft stabil bleibt, zumal die belasteten Querschnitte im Interfacebereich relativ grazil sind.

Ziele der vorliegenden Studie sind die Erprobung und Validierung eines in der Zahnheilkunde neu eingeführten Verfahrens zur Prüfung der mechanischen Stabilität von Implantat-Abutment-Systemen. Dieses Prüfverfahren, der Rotationsschwinger-Test, ist zur Materialprüfung gängig in anderen Bereichen, beispielsweise in der Automobilindustrie, fand aber erst einmal entsprechende Anwendung in der Zahnheilkunde bei der Stabilitätsprüfung von Titanimplantaten [17]. Prüfobjekte sind ein- und

zweiteilige ZrO₂-Implantate. Besonderer Fokus soll auf die Prüfung der Implantat-Abutment-Verbindung zweiteiliger Implantat-Systeme gelegt werden. Durch verschiedene experimentelle Parameter sollen die Eignung und die Tauglichkeit und Effizienz der neuen Methode durch folgende Fragestellungen beurteilt werden:

1. Treten bei der Belastung von ZrO₂-Implantaten mittels der Rotationsschwinger-Methode Schäden an den Implantaten auf, und wie stellen sich diese lastabhängig, zeitlich und morphologisch dar?
2. Verändert sich das Drehmoment der Anzugsschraube der Implantat-Abutment-Verbindung als Folge der dynamischen Belastung?
3. Kann durch die mechanische Belastung mit dem Rotationsschwinger eine Vergrößerung des Drehspiels zwischen Implantatabutment und -fixtur beobachtet werden?
4. Wird durch die mechanische Belastung auch das Kippspiel zwischen Implantatabutment und -fixtur verändert?

Deshalb sollten im Rahmen dieser Untersuchungen neuere ZrO₂-Implantate mit einem technisch etablierten und jüngst in die Zahnheilkunde eingeführten Rotations-Schwinger-System (DIN EN ISO 1311-2) dynamischen Belastungen ausgesetzt und auftretende Schäden analysiert werden.

3. Material und Methoden

3.1. Material

3.1.1. Untersuchte Implantat-Aufbau-Systeme

Es wurden Zirkondioxid-Implantate einer namhaften europäischen Firma untersucht. Die Implantate und zugehörigen Abutments waren aus einer ternären Keramik aus 95 % ZrO_2 , 5 % Y_2O_3 und 0,25 % Al_2O_3 hergestellt. Die Materialparameter dieser Keramik sind eine mittlere Korngröße von $0,35 \mu m$, eine Vickers-Härte von 1200, eine Biegefestigkeit von 1200 MPa, ein Elastizitätsmodul von 210 GPa und eine Bruchzähigkeit von $8 MN/m^{3/2}$. Es standen 4 verschiedene Modelle zur Untersuchung zur Verfügung, die verschiedene Arten des Implantat-Aufbaus repräsentieren: einteilige Implantate (MON), „Bone Level“-Implantate mit Verschraubungen (BOL), „Tissue Level“-Implantate mit Verschraubungen (TIL) und Implantate mit zementiertem Abutment (CEM). Die Längen der Implantate betragen einheitlich 10 mm, die Durchmesser einheitlich 4 mm (Abb. 3). Für die Verschraubungen zwischen Abutment und Implantat wurden für die Typen BOL und TIL sowohl ZrO_2 -Schrauben als auch Titanschrauben verwendet. Die Implantattypen mit Verschraubungen wurden zusätzlich mit zementierten Schraubgewinden in das Testprogramm aufgenommen. Hierdurch kam als weiterer Versuchsparameter der Einfluss des thermischen Alterns (Thermocycling) der zementierten/geklebten Verbindungsstellen hinzu. Aus den vier Implantattypen wurden somit zehn Prüfkörpertypen generiert. Insgesamt wurden zehn verschiedene Serien von Messungen an jeweils sechs Exemplaren der zehn Prüfkörpertypen, insgesamt 60 Messserien, durchgeführt. In Tabelle 1 sind die untersuchten Prüfkörpertypen und die vorgenommenen Messungen zusammengestellt.

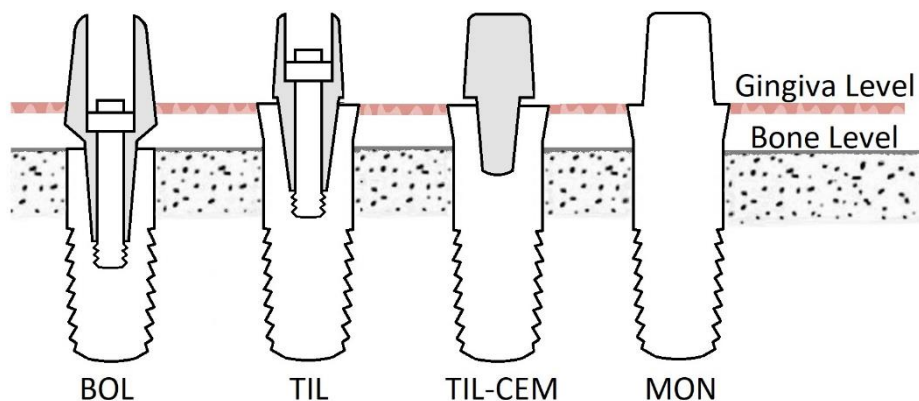


Abbildung 3 Schematische Darstellung der vier verschiedenen Typen von ZrO_2 -Implantaten, die im Rahmen dieser Arbeit untersucht wurden. Bedeutung der Abkürzungen: BOL = Bone Level zweiteilig, TIL = Tissue level zweiteilig, TIL-CEM = Tissue Level Cemented, MON = Monotype einteilig.

Tabelle 1 Die untersuchten Implantatsysteme im Überblick

Lfd. Nr.	Prüfkörpertyp	Länge × Durchmesser	Verbindung Implantat-Abutment ¹⁾	Vorbehandlung	Bezeichnung ²⁾
1	Monotype einteilig	einheitlich 10 × 4,0 mm	starr		MON
2	Tissue Level Cemented zweiteilig		Zementierung (PAN)	Thermocycling	TIL-CEM ^{TC}
3	Bone Level zweiteilig		Ti-Verschraubung (SCT)		BOL-Ti
4	Bone Level zweiteilig		ZrO ₂ -Verschraubung (SRC)		BOL-Zr
5	Tissue Level zweiteilig		Ti-Verschraubung (SCT)		TIL-Ti
6	Tissue Level zweiteilig		ZrO ₂ -Verschraubung (SRC)		TIL-Zr
7	Bone Level zweiteilig		Ti-Verschraubung Zementiert (SRT+PAN)	Thermocycling	BOL-Ti ^{TC}
8	Bone Level zweiteilig		ZrO ₂ -Verschraubung Zementiert (SRC+PAN)	Thermocycling	BOL-Zr ^{TC}
9	Tissue Level zweiteilig		Ti-Verschraubung Zementiert (SRT+PAN)	Thermocycling	TIL-Ti ^{TC}
10	Tissue Level zweiteilig		ZrO ₂ -Verschraubung Zementiert (SRC+PAN)	Thermocycling	TIL-Zr ^{TC}

¹⁾ SCT = Screw Retained Titanium; SRC =Screw Retained Ceramic; PAN = Panavia Dental Cement

²⁾ Zur Bezeichnung der dem Thermocycling unterworfenen Prüfkörpertypen wird im Weiteren das Symbol ^{TC} verwendet.

3.1.2. Herstellung der Implantatprüfkörper

Alle Implantate wurden für die Belastungsexperimente in zylindrische Kunststoffblöcke eingebettet. Dazu wurde eine runde Kunststoffstange aus Polypropylen in 20 mm hohe Stücke geschnitten. Dieses Material sorgt für realitätsnahe Bedingungen durch Simulation einer knochenähnlichen Umgebung für die Implantate. Die zylindrischen Stücke wurden danach auf einen Durchmesser von 12 mm abgedreht. Zentral und in der Achse des Kunststoffzylinders wurde mit einer Tischbohrmaschine ein 4 mm durchmessendes und 10,5 mm tiefes Loch gebohrt. Die Implantate wurden mit einem Epoxidharzkleber (UHU plus endfest 300) eingesetzt und fixiert. Der Kleber wurde mindestens 24 Stunden ausgehärtet.

Die Aufbauten der zweiteiligen Implantate wurden über die zentrale Schraube befestigt. Hierzu wurden die mitgelieferten Steckschlüssel und der elektronische Drehmomentschraubendreher verwendet. Beide Typen von Schrauben, sowohl die Titan- wie auch die ZrO₂-Schrauben, wurden mit einem Moment von 15 Ncm angezogen.

Um eine Erhöhung der Stabilität der Verbindung zu erreichen, wurden die Abutmentoberflächen der schraubenlosen Implantate vom Typ TIL-CEM vor der Zementierung durch Sandstrahlen (Strahlmittel 110 µm Korund-Partikel) aufgeraut.

Den oberen Abschluss des Aufbaues bildeten zylindrische Metallhülsen. Diese waren aus Edelstahl (A4) gefertigt und hatten einen Außendurchmesser von 6 mm und bei einer Wandstärke von 0,8 mm einen Innendurchmesser von 4,4 mm. Diese Stahlhülsen nehmen bei den Messungen die Kräfte des Rotationschwingers auf und übertragen sie auf das Implantat. Da die vier getesteten Typen von Implantaten unterschiedliche Formen haben, mussten die Hülsen, um vergleichbare Belastungen zu erzeugen, alle in dieselbe Höhe über der Oberfläche des Basiszylinders gesetzt werden. Um dies in den Experimenten

zu realisieren, wurde zunächst eine eigens angefertigte, U-förmige Abstandslehre aus Aluminium der Dicke 3 mm und dem Durchmesser 12 mm auf die Oberfläche des Basiszylinders gelegt. Die Abutments wurden mit einem runden Stück Kofferdam, ebenfalls vom Durchmesser 12 mm versehen. Der Kofferdam verhinderte das Austreten von Klebstoff auf der Unterseite der Hülse und sorgte für einen ca. 0,3 mm breiten Spalt zwischen Unterkante der Hülse und der Auflagefläche des Implantatkörpers. Sollte die Hülse dort aufsitzen, wäre es zu einer Verklebung des Abutments mit dem Implantat und somit zu einer Pseudostabilisierung des Prüfkörpers bei den typischen Bewegungen im Schwingereperiment gekommen (Abb. 4).

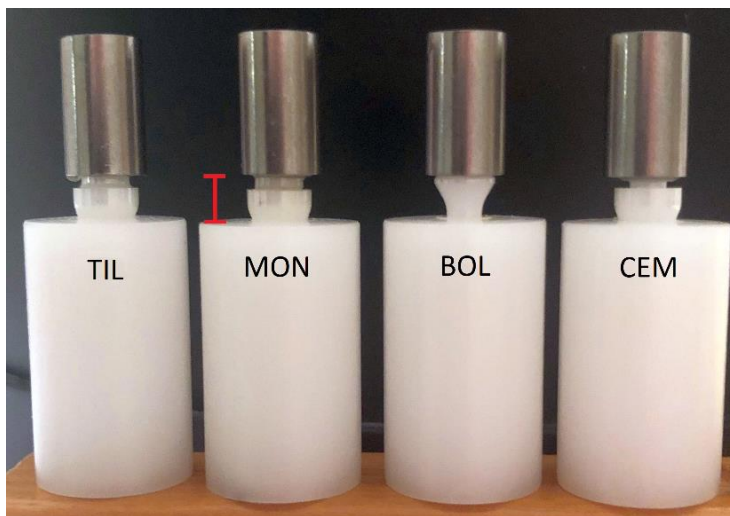


Abbildung 4 Die vier verschiedenen, zur Messung vorbereiteten Probenkörper der vier Implantattypen mit zylindrischem Basiskörper und Stahlhülse. Durch die Abstandslehre wurde bei der Klebefixierung der Hülsen für eine gleiche Höhe (roter Balken) zwischen Oberkante des Basiszylinders und Unterkante der Stahlhülse unabhängig vom Typ des Implantats gesorgt.

Die Verklebung zwischen Abutment und Stahlhülse musste sehr hohen Belastungen, wie sie im Crash-Test auftreten, widerstehen können. In einer Reihe von Vorversuchen stellte sich heraus, dass nur die Dental-Zemente *Panavia SA Cement* (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan), *DTK-Kleber* (Fa. Bredent, Senden) sowie ein unter UV-Licht aushärtender Methacrylat-Sekundenkleber (*UHU Reparaturklebstoff LED-Booster*) dieser Anforderung gewachsen waren. Andere Kleber, z. B. solche auf Epoxidharzbasis, lösten sich regelmäßig bei hoher oder länger einwirkender Belastung. Weiterhin ist eine perfekte Koinzidenz der senkrechten Achsen von Hülse und zylindrischem Basiskörper unerlässlich für erfolgreiche Messungen. Die Hülse darf nicht schief auf dem Implantat sitzen, ebenso ist ein Versatz der beiden Achsen zu vermeiden. Um diese Anforderungen gleichzeitig zu erfüllen, wurde eine Form aus PTFE-Kunststoff hergestellt (Abb. 5). Es handelt sich um einen Zylinder mit einer zentralen Bohrung mit zwei verschiedenen Durchmessern von 12 mm und 6 mm, wobei die beiden Achsen der Bohrungen exakt zusammenfallen. In diese Form kann der komplette Prüfkörper bestehend aus zylindrischem Basiskörper, dem eingebetteten Implantat, der Distanzscheibe, dem Kofferdam und der Stahlhülse eingeschoben werden.

Ist der Aufbau in der Form fixiert, wird der Klebstoff in den Spalt zwischen Abutment und Innenwand der Stahlhülse eingebracht. Hierbei wurde darauf geachtet, dass keine Luftblasen in dem etwa 0,5 mm

breiten Spalt verblieben, da dies die Stabilität der Klebeverbindung vermindern würde. Bei allen verschraubten Implantaten der Typen BOL und TIL musste bei der Verklebung sorgfältig darauf geachtet werden, keinen Klebstoff in das Schraubenloch einzubringen, da sonst die Messungen der Schraubenlösedrehmomente nicht mehr möglich gewesen wären. Lediglich bei den Implantaten vom Typ MON und CEM konnte der Kleber über die Oberkante des Abutments eingefüllt werden.

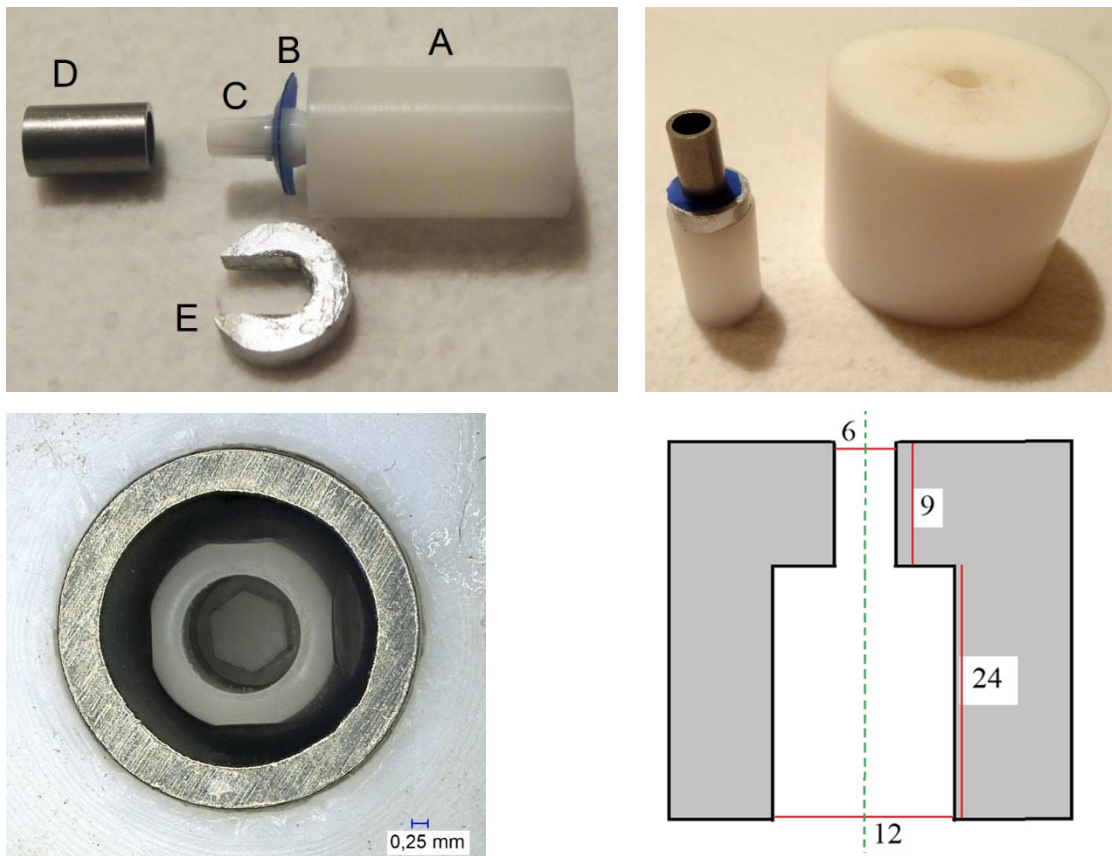


Abbildung 5 Links oben: Aufbau des eingebetteten Implantats für die Verklebung der Stahlhülse (A = zylindrischer PP-Basiskörper, B = Kofferdam, C = Abutmentzapfen, D = Stahlhülse, E = Abstandslehre). Rechts oben: Zusammengesetzter Aufbau und die zugehörige Hohlform, in welche der Aufbau von unten eingeschoben wird. Links unten: Blick von oben in die Stahlhülse des in der Form befindlichen Aufbaus. Das Abutment mit der innenliegenden ZrO_2 -Schraube sitzt zentrisch in der Stahlhülse. Rechts unten: Konstruktionszeichnung der Klebeform; die Abmessungen sind in mm angegeben.

3.2. Methoden

3.2.1. Rotationsschwinger-Methode

Die Prüfungen der Stabilität enossaler Implantate im Rahmen von in vitro-Studien wurden im Allgemeinen in Anlehnung an DIN 1311-2 durchgeführt.



Abbildung 6 Das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Rotationsschwinger-System. 1: Motor, 2: Übertragung der Rotation über eine Spiralfeder, 3: Schwingerkörper mit innenliegender exzentrischer Masse, 4: Probe (Implantat).

Die Implantate wurden durch ein Rotationsschwinger-System mechanisch belastet (Abb. 6). Das senkrecht stehende System hat eine feste Achse, um die alle Bewegungen stattfinden. Der in seiner Drehzahl regelbare Motor am oberen Ende treibt den zylinderförmigen Schwingerkörper an. Motor und Schwingerkörper sind über eine Spiralfeder aus gehärtetem Federstahl miteinander verbunden. Die Spiralfeder hat einen sehr geringen Biege­widerstand. Sie dient der Entkopplung der Schwingkräfte von den Antriebskräften des Motors und erlaubt dem Schwingerkörper die Auslenkung aus der Geräteachse, während er angetrieben wird. Der Schwingerkörper enthält in seinem Inneren ein senkrecht zur Geräteachse verschiebbares Masseglied, dessen Trägheitsmoment während der Rotation eine dauernd wirkende Kraft senkrecht zur Geräteachse erzeugt. Vom Motor in eine Drehbewegung versetzt, führt der Schwingerkörper eine Präzessionsbewegung um die Geräteachse aus (Abb. 7). Dies führt zu einer freien Schwingung mit konstanter Frequenz. Der Prüfkörper, in diesem Fall ein Keramik-Implantat, wurde an seinem apikalen Ende in der Bodenplatte des Geräts fixiert, an seinem koronalen Ende

fest mit der Achse des Schwingerkörpers verbunden. Die Fliehkräfte, welche die exzentrische Massenverteilung im Schwingerzylinder erzeugt, werden auf den Prüfkörper übertragen, der eine rotatorisch-exzentrische Belastung erfährt. Das Rotationsschwingersystem übt zwei verschieden gerichtete Kräfte auf den Probenkörper aus. Zum einen wirkt in der Achse des Geräts ständig die Gewichtskraft der Schwingertrommel sowie die Federkraft der Spiralfeder, die beim Zusammenbau um einige Millimeter gestaucht wurde. Zum anderen wirkt senkrecht zur Achse die vom Rotationsschwinger-System ausgeübte Kraft, welche eine Auslenkung des Prüfkörpers aus der Gleichgewichtslage bewirkt. Die Kräfte in der Achse ergeben sich aus der Summe des Gewichts der Schwingertrommel (532 g) und der Federspannung (6,5 mm Federkompression entsprechend 2312 g) und betragen in der Summe 2844 g = 27,88 N. Das Auslenkmoment senkrecht zur Achse, welches auf den jeweiligen Prüfkörper wirkte, wurde experimentell mithilfe eines Drehmomentmessgeräts bestimmt (siehe Abschnitt 3.2.2.).

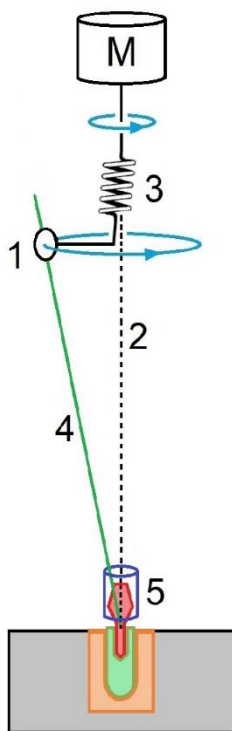


Abbildung 7 Prinzip des Rotationsschwingers. M: Antriebsmotor, 1: exzentrische Masse, 2: Geräteachse, 3: Spiralfeder zur Übertragung der Rotation, 4: Achse des präzedierenden Schwingerzylinders, 5: auf der Geräteachse fixierter Prüfkörper.

Durch Wahl verschiedener Drehzahlen des Motors konnte der Versuchsablauf in verschiedene Stadien eingeteilt werden. In der ersten Phase, in der die Proben mechanisch gealtert werden sollten (Fatigue), wurden relativ hohe Drehzahlen (ca. 2000 Umdrehungen/Minute) vorgegeben, so dass die Kräfte auf den Prüfkörper unter Umgehung des sog. Resonanzfalles niedrig blieben. In der zweiten Phase, dem "Crash-Test", wurden durch Halbierung der Drehzahl und Annäherung an die Resonanzfrequenz beträchtlich höhere Kräfte durch stärkere Auslenkung des Schwingerkörpers erzeugt. Im Zentrum der Beobachtung des Fatigue-Tests (F) stand die Untersuchung auf morphologische Änderungen des Implantat-Verbundes durch das mechanische Altern. Im Crash-Test (CR) wurde nach der mechanischen Grenzbelastung und dem Beginn von Frakturen an den Implantaten gesucht.

3.2.2. Kalibrierung der Messanordnung

Um das Auslenkungsmoment für jeden einzelnen Implantat-Prüfkörper bestimmen zu können, wurde für die jeweilige Drehzahleinstellung des Motors die Auslenkung des Schwingerzylinders mit einer Mikrometermessuhr (*Mitutoyo Corporation*, Japan, Modell IDC-1012B, Ablesegenauigkeit 0,01 mm, in Abb. 9 gezeigt) bestimmt. Dazu wurde ohne Motorantrieb des Rotationsschwingers der Messstift der Mikrometeruhr auf die Oberfläche der Trommel an deren oberem Ende angelegt. Dies ergab den Nullpunkt in Ruhestellung. Bei laufendem Motor wurde der zurückgestellte Stift der Mikrometeruhr erneut langsam an die schwingende Trommel herangeführt bis der Berührungspunkt erreicht wurde. Der so angezeigte Wert entsprach damit der maximalen Auslenkung der Trommel.

Für die Drehmomentmessung wurde ein elektronischer Drehmomentschraubendreher (Modell *PCE-TM 80*, *PCE Instruments*, Meschede, Deutschland, Abb. 8) benutzt und dazu in das für diese Messung vorgesehene Gerät eingesetzt (Abb. 9). Der Prüfkörper mitsamt dem Schwingerzylinder wurde in das Spannfutter des Prüfgeräts eingebracht und fixiert. Die Stellung des Schwingerkörpers war dabei genau senkrecht ausgerichtet, sodass bei dieser Messung neben der Gewichtskraft des Schwingerkörpers, die in der Längsachse des Implantats wirkt, keine weiteren Kräfte auf das Implantat einwirken. Danach wurde der Schwingerkörper um den zuvor gemessenen Wert mechanisch ausgelenkt. Das hierzu notwendige Drehmoment wurde vom elektronischen Drehmomentschraubendreher angezeigt. Der Schwingerkörper mitsamt dem Implantataufbau wurde in der Aufnahmevorrichtung um zweimal 120 Grad gedreht und die Werte gemittelt.

Diese Messungen wurden mit zuvor unbelasteten Implantat-Prüfkörpern durchgeführt. Da diese Untersuchungen vor den eigentlichen Tests bereits eine erhebliche Belastung der Prüfkörper darstellten, vor allem unter der Belastung der Crash-Bedingungen, wurden nur zwei der jeweils sechs Prüfkörper eines Prüfkörpertyps herangezogen und die Zeit zur Messung möglichst kurzgehalten. Eine einzelne Bestimmung konnte in ca. 15 Sekunden abgeschlossen werden.

Im Fatigue-Test bei 2000 UpM betrug der Median der Auslenkmomente mit erstem und drittem Quartil 15,5 Ncm (13,0/19,0) (Mittelwert 16,8 ($\pm 4,0$)). Unter den Bedingungen des Crash-Tests erhöhten sich diese Werte deutlich. Der zugehörige Medianwert betrug 52,0 (41,5/61,0) (Mittelwert 50,6 ($\pm 9,5$)) Ncm. Der Prüfkörpertyp TIL-CEM^{TC} fiel bei diesem Test aus der Reihe. Trotz des langsameren Motorlaufs von 1000 UpM erhöhten sich Auslenkung und Auslenkmoment beim Übergang vom Fatigue- in die Crash-Bedingungen nicht. Für die statistische Analyse der Werte unter Crash Test-Bedingungen wurden die Messwerte von TIL-CEM^{TC} nicht berücksichtigt. Die Auslenkungsmomente für die einzelnen Implantat-Modelle sind in Tabelle 24 (Anhang) zusammengestellt.



Abbildung 8 Der verwendete elektronische Drehmomentschraubendreher Modell *PCE-TM 80* der Firma *PCE Instruments*, Meschede, Deutschland. In das Bohrfutter eingesetzt ist der mit den Implantaten mitgelieferte Steckschlüssel und ein in den Kunststoffzylinder eingeklebtes Implantat.

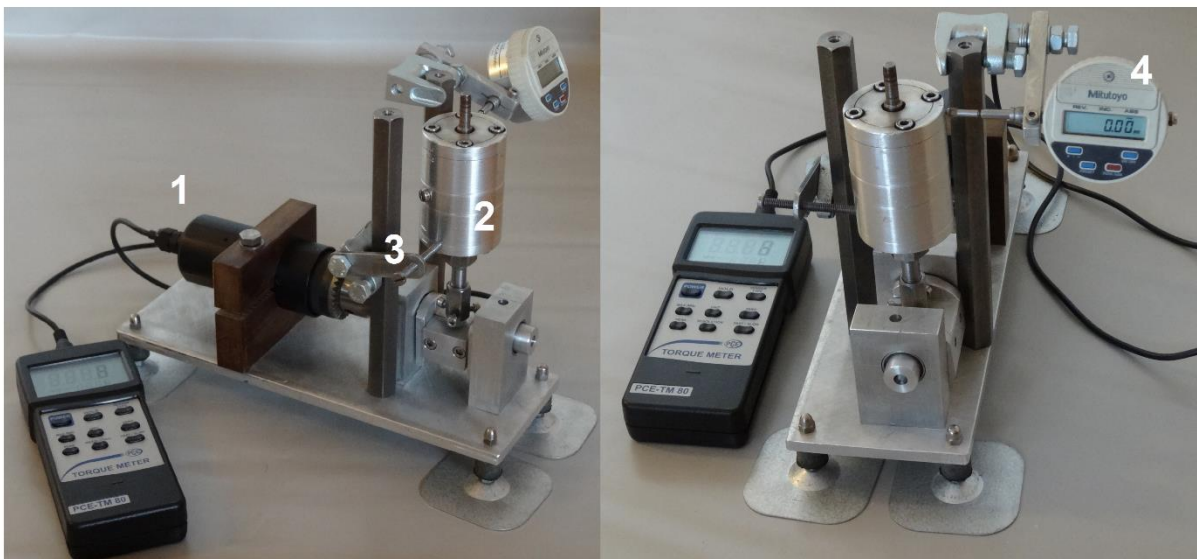


Abbildung 9 Apparatur zur Bestimmung des auf die Implantate durch den Schwingerkörper wirkenden Drehmoments. Zur Verdeutlichung ist der Apparat aus zwei verschiedenen Perspektiven gezeigt. 1: Auf der horizontalen Drehachse fixierter elektronischer Drehmomentschraubendreher zur Messung des auf der Achse wirkenden Drehmoments, 2: Schwingerkörper mit Implantat, 3: Schraube zur Einstellung der Auslenkung, 4: Mikrometeruhr.

3.2.3. Zyklische thermische Belastung

Die verklebten Abutment-Implantat-Verbindungen vom Typ CEM und die Hälfte der Prüfexemplare der Typen TIL und BOL wurden vor den Belastungstests einer thermischen Behandlung unterworfen. Hierzu wurden die Prüfkörper 5000 Zyklen des Abkühlens auf 5 °C und Erwärmens auf 55 °C mit einer Haltezeit von jeweils 30 Sekunden ausgesetzt. Bei den verschraubten Implantaten wurden die Gewinde der Titan- und der ZrO₂-Schrauben mit Panavia-Zement eingestrichen und anschließend mit einem Drehmoment von 15 Ncm angezogen. Da die Prüfkörper für die Durchführung der thermischen Belastung vor dem Einsetzen in die zylindrische Basis herangezogen wurden, musste die Verschraubung unter Fixierung des 4 mm durchmessenden Implantats erfolgen. Festhalten mit Fingerdruck erwies sich bei diesem Anzugsmoment als sehr beschwerlich. Daher wurde eine Hilfskonstruktion gewählt. Eine zylindrische Basisform wurde längs halbiert, das Implantat eingelegt und mit einer Schraubzwinde senkrecht zu den beiden Hälften gepresst. Auf diese Weise konnte das Anzugsmoment problemlos erreicht werden (Abb. 10).

Die so vorbereiteten Implantate wurden in Schaumstoff eingebettet und in haushaltsübliche Tee-Eier eingelegt (Abb. 11). Der Schaumstoff verhinderte das wechselseitige Berühren und die mögliche Beschädigung der Implantate bei den Bewegungen im Thermocycling-Gerät (Abb. 12).



Abbildung 10 Hilfskonstruktion zur Anwendung des Anzugsdrehmoments an den nicht eingebetteten Implantaten.



Abbildung 11 Tee-Eier mit in Schaumstoff eingebetteten Implantaten (links: offen, rechts: geschlossen und mit Draht gesichert), vorbereitet für das Thermocycling.



Abbildung 12 Thermozyklisierungsapparatur

3.2.4. Experimentelle Ausführung der Belastungszyklen (Fatigue)

Für die Durchführung der Belastungstests mit dem Rotationsschwingersystem wurden die vorbereiteten Prüfkörper zweifach befestigt: einmal auf der Bodenplatte des Geräts, wo der Kunststoffzylinder, der das Implantat enthält, in einen kleinen Schraubstock eingespannt war, zum anderen an der Stahlhülse, die das Abutment enthielt, wo die Verbindung zum Rotationsschwingerzylinder über eine Verschraubung hergestellt wurde.

Jeder Prüfkörper der verschiedenen Implantattypen wurde zunächst über drei Zyklen zu jeweils 20 Minuten Dauer der Fatigue-Belastung ausgesetzt (Einstellung am Motor 12V/ High, entsprechend 2000 U/min des Antriebsmotors). Nach jedem 20-minütigem Zyklus erfolgte die Bestimmung der kritischen Parameter:

- Frakturen an Abutmentschraube und an Fixtur/Abutment
- Retentionsverlust des Drehmoments der Abutmentschraube (nicht bei MON und CEM, da diese Typen schraubenlos sind und ebenso nicht bei den thermozyklisierten Prüfkörpern mit zementierter Abutmentschraube)
- Drehspiel Abutment gegen Implantat
- Kippspiel Abutment gegen Implantat
- Exzentrizität des Kippspiels

Vor dem Beginn des jeweils nächsten Belastungszyklus wurden die Verbindungsschrauben gemäß den Angaben des Herstellers erneut angezogen. Alle Prüfkörper wurden in ihrer jeweiligen Einbaulage markiert und in derselben Position wie beim vorherigen Belastungstest erneut fixiert.

3.2.5. Bestimmung des Kippspiels zwischen Abutment und Implantat

Für die Bestimmung des vertikalen Kippspiels wurde ebenfalls ein spezieller Apparat verwendet (Abb. 13). Der Kunststoffzylinder mit dem Implantat wurde vom Rotationsschwinger gelöst und auf eine ca. 10 cm lange Stange aufgeschraubt, die an ihrem Ende einen senkrecht abstehenden Hebel und einen federbelasteten Bleistift trägt. Der zylindrische Basiskörper wurde im Spannfutter auf der Bodenplatte

und die obere Abdeckplatte über der Stange fixiert. Ein Papierstück der Abmessungen 2×2 cm mit selbstklebender Rückseite wurde auf der Unterseite der Deckplatte angebracht und ein Gewicht von insgesamt 514 g an dem Hebel in 5,5 cm Abstand von Mittelpunkt der Stange angehängt. Auf die Prüfkörper wirkte durch diese Anordnung ein Kippmoment von $5,14 \text{ N} \times 5,5 \text{ cm} = 28 \text{ Ncm}$ ein.

Zur Messung des Kippspiels wurde von Hand am Hebel eine volle Umdrehung gefahren, anschließend das Gewicht abgehängt, die Deckplatte gelöst und das Papierstück entnommen. Durch das Kippspiel und die einseitige Belastung durch das angehängte Gewicht führt die Achse eine Präzessionsbewegung aus, die als Kreis, Ellipse oder unregelmäßige, exzentrische Figur vom Bleistift auf das Papier gezeichnet wird.

Zur Auswertung wurden die Aufzeichnungen an der Mikroskopkamera (VHX-500F, Keyence Deutschland, Neu-Isenburg) ausgemessen. Dazu wurde zur Bestimmung des Durchmessers jeweils der Mittelpunkt des Bleistiftstrichs herangezogen. Ausgemessen wurden die Abstände jeweils mehrerer gegenüberliegender Punkte auf den Kreisfiguren, von denen anschließend der jeweils größte und der kleinste Abstand bestimmt wurde (Abb. 14). Diese Werte wurden halbiert und so die Radien der größten (r_2) und kleinsten Auslenkung (r_1) erhalten. Hieraus wurde durch Bildung des arithmetischen Mittels $\frac{r_1+r_2}{2}$ der Wert der mittleren Auslenkung \bar{r} gewonnen. Die Höhe zwischen Oberkante des Schraubstocks = Position des Implantats und der Deckplatte betrug 135 mm. Um die mittlere Auslenkung α in Grad zu erhalten, wurde die trigonometrische Beziehung $\tan \alpha = \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Ankathete}} = \frac{\bar{r}}{135}$ angewandt.

Das Verhältnis von höchster und geringster Auslenkung repräsentiert die Exzentrizität des Kippspiels, die einen weiteren Faktor zur Beurteilung der mechanischen Festigkeit der untersuchten Implantate darstellt. Hierzu diente die größte (r_2) und die kleinste (r_1) Auslenkung der Kippspielfigur. Der Quotient der beiden Radien r_2/r_1 wurde als Maßzahl für die Exzentrizität des Kippspiels herangezogen.

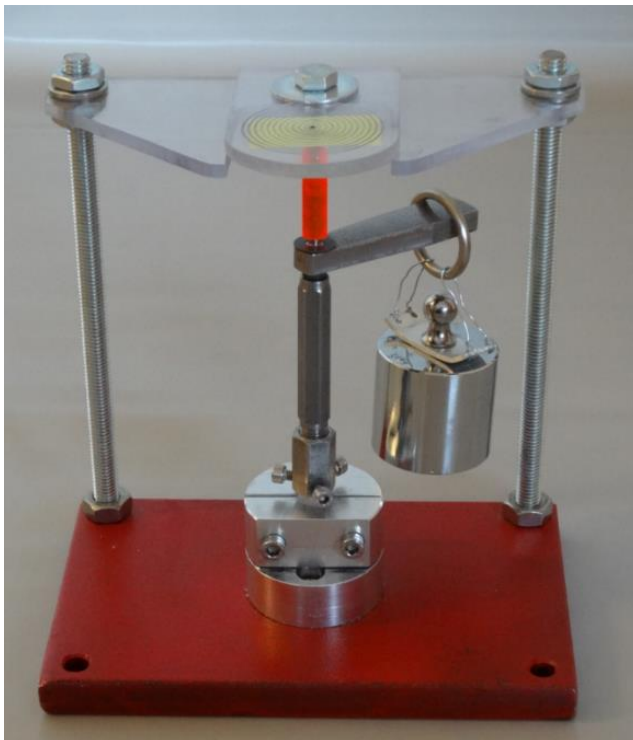


Abbildung 13 Das Gerät zur Bestimmung des Kippspiels senkrecht zur Abutment-Achse.

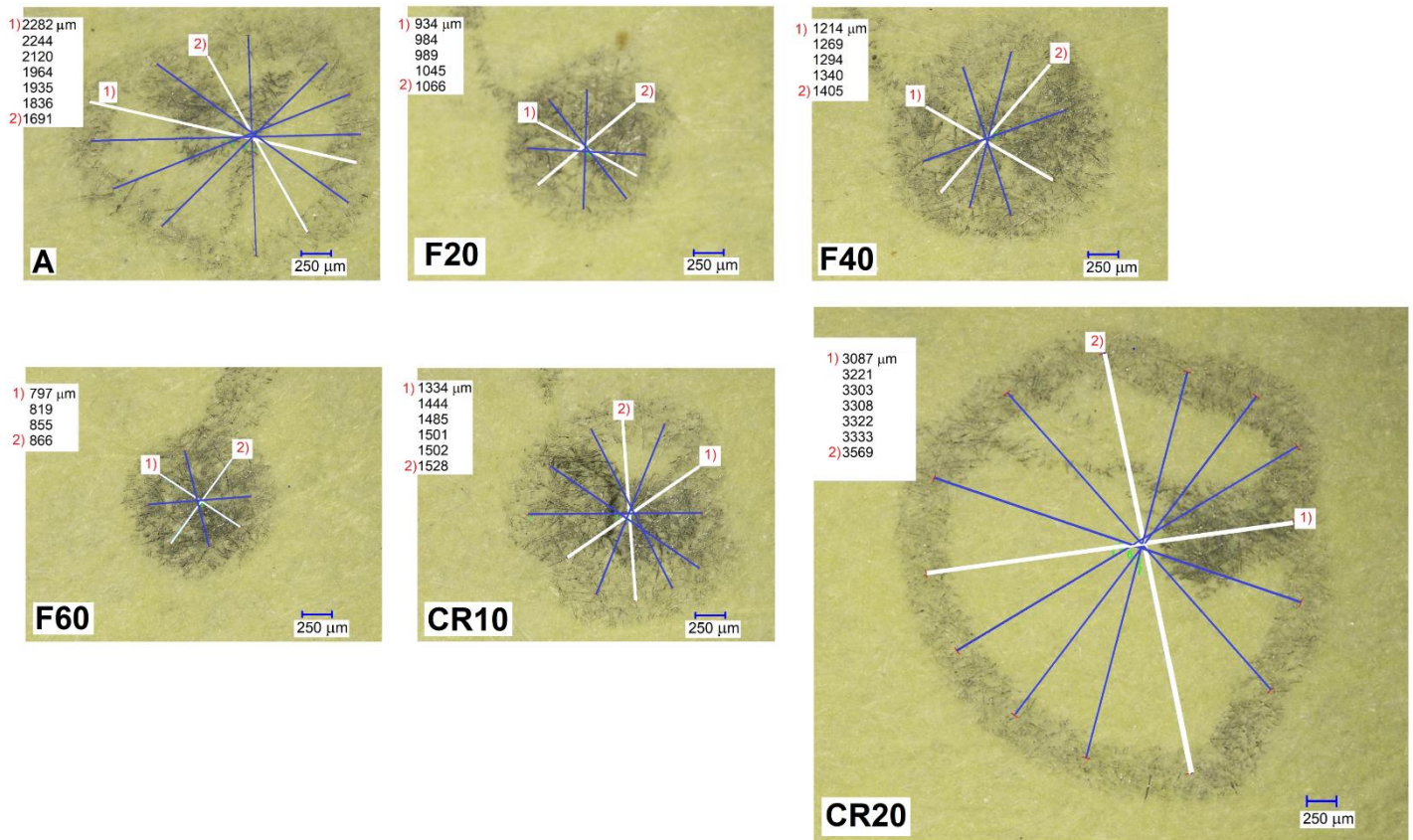


Abbildung 14 Kreisfiguren als Resultat der Kippbewegungen eines Implantats nach Applikation von Belastungszyklen. Gezeigt ist eine repräsentative Messserie (hier TIL mit Ti-Schraube, Prüfkörper Nr. 4) und die Messlinien der Auswertung. Die kleinste 1) und die größte 2) Auslenkung sind durch weiße Linien gekennzeichnet. Die Reihe beginnt links oben mit der Messung vor der Belastung (initiales Kippmoment A) und endet rechts unten mit dem Zustand nach dem zweiten Zyklus des Crash-Testes.

3.2.6. Leerwert des Kippspiels

Wegen des relativ hohen Kippmoments von knapp 30 Ncm musste mit einer plasto-elastischen Deformation des Implantatbetts gerechnet werden. Unter der Annahme, dass der Implantattyp MON durch sein sehr hohes Biegemoment kein eigenes messbares Kippspiel erzeugt, wurden die mit diesem Implantattyp erhaltenen Kippmomente als relative Nullwerte angenommen. Für die Bestimmung des realen Kippspiels wurde der Leerwert durch statistische Methoden ermittelt und von den Messwerten der übrigen Probenkörpertypen in Abzug gebracht (siehe Abschnitt 4.4.).

3.2.7. Bestimmung der Rotationsfreiheit zwischen Abutment und Implantat

Die Komponenten eines zweiteiligen Implantat-Abutment-Systems weisen stets ein kleines mechanisches Spiel beim Zusammenfügen der Komponenten auf, was sich in einem Rotationsspiel um die Längsachse und einem Kippspiel senkrecht zur Längsachse bemerkbar machen kann. Im Rahmen der

hier durchgeführten Belastungstests sollte untersucht werden, ob bei den Implantat-Abutmentsystemen eine mechanische Lockerung auftritt, was sich durch erhöhtes Dreh- und Kippspiel zeigt.

Die Bestimmung des rotatorischen Spiels erfolgte beim Fatigue-Test nach den jeweiligen Belastungszyklen und noch vor Öffnen der Abutmentschraube. Zur quantitativen Ermittlung des Drehspiels wurde der Prüfkörper vom Schwingerkörper gelöst und in eine spezielle Apparatur eingesetzt (Abb. 15). Das Implantat wurde darin mitsamt dem Kunststoffbasiszylinder so fixiert, dass nur das rotatorische Spiel um die Längsachse erfasst wurde. Mithilfe des Zeigers und der Winkelgrad-Skala konnte die Drehbeweglichkeit in Grad gemessen werden. Durch Auflegen eines Gewichts auf jeweils eine Seite des Dreharms wirkte ein Drehmoment auf die Rotationsachse. Dies hob Reibungswiderstände auf und erlaubte vergleichbare Messwerte durch die gleiche Belastung der Drehachse bei verschiedenen Prüfkörpern. Das aufgelegte Gewicht hatte eine Masse von 56 g, die Länge des Dreharms betrug pro Seite 8,0 cm. Das Gewicht übte somit ein Drehmoment von $0,56 \text{ N} \cdot 8 \text{ cm} = 4,5 \text{ Ncm}$ aus. Das Gewicht wurde auf beide Enden des Dreharms aufgelegt. Die Differenz der beiden angezeigten Grad-Positionen ergab das Drehspiel.

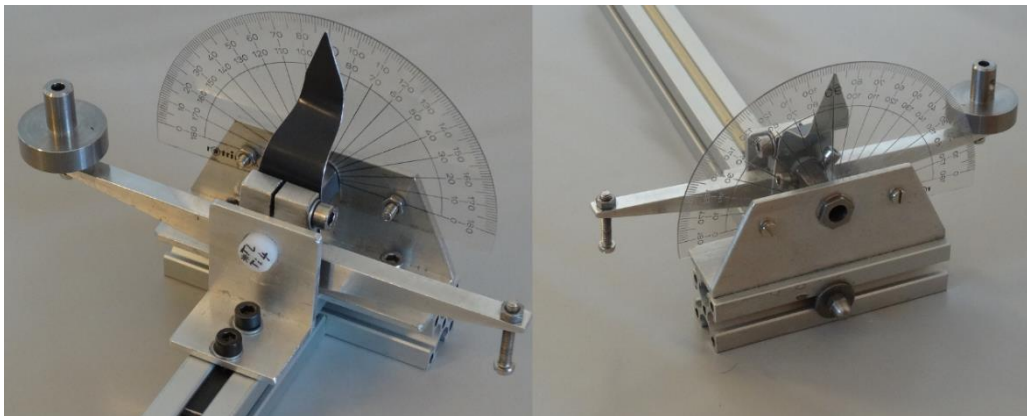


Abbildung 15 Das Gerät zur Bestimmung des Drehspiels um die Implantat-Abutment-Achse aus zwei verschiedenen Blickrichtungen.

3.2.8. Bestimmung der Lockerung der Verbindungsschraube

Die Bestimmung des Lösemoments der Abutmentverschraubung erfolgte mit dem elektronischen Drehmomentschrauber nach jedem 20-Minuten-Zyklus. Nach dem Lösen der Schraube zeigte das Instrument die dazu notwendige Kraft als Maximalwert an. Falls ein Schraubenbruch vor Ablauf des Testzyklus auftreten sollte, konnte das Lösemoment der Schraube nicht mehr bestimmt werden. In diesem Fall war nur noch die mikroskopische Untersuchung der Bruchstelle am Implantathals möglich.

3.2.9. Aufbau und experimentelle Ausführung des „Crash-Tests“

Alle Prüfkörper, die den Fatigue-Test ohne Fraktur überstanden hatten, wurden in einem weiteren Schritt einer forcierten Belastung des Schwingers ausgesetzt. Dazu wurde die Drehzahl des Motors auf ca. 1000 U/min verringert (Einstellung am Motor 6V/Low). Diese Belastung diente zur Ermittlung der

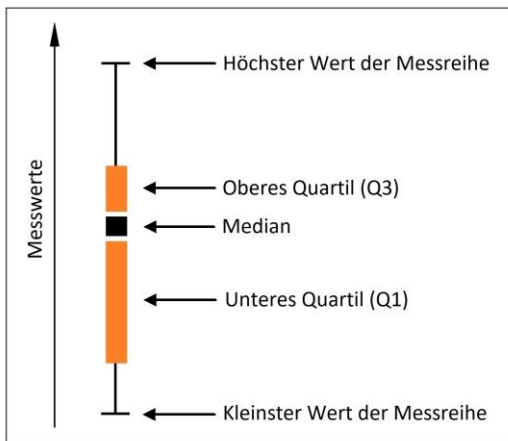
Bruchgrenze des Implantat-Abutment-Verbunds. Jeder Prüfkörper wurde zwei Mal für 10 Minuten dieser Belastung ausgesetzt. Nach dem ersten Belastungsvorgang wurde das Dreh- und Kippspiel im Interface gemessen; anschließend wurden die Prüfkörper für weitere 10 Minuten belastet. Auf das erneute Anziehen der Abutmentschraube nach dem ersten Zyklus CR10 wurde verzichtet und das Löse-moment erst nach Ende des Crash-Tests CR20 bestimmt. Der Focus dieses Belastungsversuchs lag auf der Feststellung des mechanischen Versagens durch Frakturen an der Implantatfixtur, Schraubenbrü-chen und Retentionsverlust. Begleitet wurden die Untersuchungen durch mikroskopische Inspektio-nen nach der Belastung mit dem Ziel, Frakturen festzustellen.

3.2.10. Prüfung auf Risse durch fluoreszierende Eindringprüfung

Ein Werkstück kann durch die Eindringprüfung nach DIN ISO 3452 auf Rissbildung überprüft werden. Bei dieser zerstörungsfreien Prüfmethode wird eine penetrierende Flüssigkeit auf das Werkstück ge-geben. Durch Kapillarkräfte sickert sie in eventuell vorhandene Risse und Poren hinein. Man unter-scheidet die Farbeindringprüfung und die empfindlichere fluoreszierende Eindringprüfung, welche im Rahmen dieser Arbeit benutzt wurde. Das Eindringmittel ist ein Fluoreszenzfarbstoff, der aufgetragen und nach einer Einwirkungszeit von 30 Minuten abgewischt wurde. Anschließend wurde der Entwick-ler, ein feinkörniges Pulver, aufgetragen, der durch seine Kapillarwirkung die in den Riss eingedrungene Fluoreszenzfarbstofflösung absorbiert. Hierdurch kommt es zu einer Anreicherung des Fluoreszenz-farbstoffs an der Oberfläche am Ort des Risses. Mit UV-Licht wird der Fluoreszenzfarbstoff zur Abgabe von Licht im sichtbaren Bereich angeregt, wodurch eine Verstärkung der Sichtbarkeit erreicht wird. Der Fluoreszenzfarbstoff (MET-L-CHEK FP 97 A (M) Penetrant) und der Entwickler (MET-L-CHEK Deve-loper D70) wurden von Fa. Helling, D-25436 Heidgraben, bezogen.

3.3. Statistische Auswertung

Um zu statistischen Aussagen zu gelangen, wurden von jedem Prüfkörpertyp sechs Exemplare herge-stellt und unter identischen Bedingungen den Belastungstests unterworfen. Die Messergebnisse ließen sich ordinal skalieren, es konnte aber nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden. Die Bil-dung von Mittelwerten und Standardabweichungen war deshalb und wegen der relativ kleinen Stich-probenzahl mit $n = 6$, nicht sinnvoll. Stattdessen wurden aus den Messwerten die Zentralwerte (Medi-ane) gebildet, welche die Messwerte in zwei gleich große Hälften teilten. In den Tabellen der Mess-werte (siehe Tabellenanhang 8.3.) wurden zum Vergleich die Mittelwerte und die zugehörigen Stan-dardabweichungen aufgeführt und den Medianen und den Quartilen gegenübergestellt. Es traten ge-häuft deutliche Unterschiede zwischen Medianen und den arithmetischen Mittelwerten auf. Weiter-hin zeigten sich in vielen Fällen deutlich schiefe, rechts- oder linkssteile Verteilungen. Dies zeigte, dass die Behandlung der experimentellen Daten durch nicht-parametrische Größen wie den Medianwerten den Mittelwerten vorzuziehen war.



Die grafische Darstellung erfolgte über Box-Plots, die den Median als schwarzes Quadrat und das untere und obere Quartil als Kasten mit dem zugehörigen individuellen Farbcode für jeden Prüfkörpertyp zeigen. Um den Medianwert in der Box auch bei dunkler Farbe der Box deutlich zu erkennen, wurde der Kasten ober- und unterhalb der schwarzen Medianquadrate unterbrochen. Weiterhin wurde in die Diagramme die komplette Spannweite der Messwerte vom kleinsten bis zum größten Wert als sog. Whisker aufgenommen.

Eine Mittelwertbildung wurde nur dort angewandt, wo sehr wenige Messwerte erhoben wurden. Dies war der Fall bei der Ermittlung des Kippspiels (siehe Kap. 4.4.). Hier wurde aus den zwei Werten der kleinsten und größten Auslenkung der Mittelwert gebildet und dieser Wert als das mittlere Kippspiel weitergeführt sowie bei der Ermittlung der Auslenkmomente durch statische Belastung, die nur an jeweils zwei Prüfkörpern durchgeführt wurden (siehe Kap. 3.2.2.).

Die im Rahmen dieser Arbeit erhobenen experimentellen Daten und Messwerte wurden mit der Statistik-Software *Statistical Package for the Social Sciences* SPSS, IBM, Armonk, NY, USA, Version 28.0.0.0, analysiert. Die Messwerte wurden einem Friedman-Test, einem nicht-parametrischen Verfahren für abhängige Stichproben unterworfen. Der Friedman-Test dient somit der Beantwortung der Frage, ob sich die zentralen Tendenzen einer Variablen zwischen mehreren abhängigen Datenreihen unterscheiden. Als Nullhypothese wurde dabei jeweils die Gleichheit der zentralen Tendenz angenommen. Die Nullhypothese gilt bei einem p -Wert von kleiner als 0,05 als widerlegt [115]. Unterhalb dieser Schwelle ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Unterschiede der Werte zweier Messreihen zufällig sind, so gering, dass die Annahme eines signifikanten Unterschieds gilt.

Da jeweils sechs Prüfkörper der verschiedenen Prüfkörpertypen einer identischen Abfolge von Messungen unterzogen wurden, sollte analysiert werden, bei welchen Schritten signifikante Unterschiede der gemessenen Parameter auftraten. Hierzu wurden Post-Hoc-Tests mit paarweisen Vergleichen nach Dunn-Bonferroni herangezogen. Die Signifikanzschwellenwerte wurden durch eine Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst, um die Kumulierung der Fehler 1. Ordnung (alpha-Fehler) bei multiplen Vergleichen auszuschließen.

4. Ergebnisse

4.1. Frakturierte Prüfkörper im Ablauf der Belastungstests

Nahezu alle Prüfkörper (97,6 %) überlebten die drei Zyklen F20, F40 und F60 der Fatigue-Belastungstests. Lediglich der Typ CEM^{TC} zeigte hier bereits Ausfälle; ein Prüfkörper dieses Typs brach schon im ersten Zyklus F20 nach 1 Minute, ein zweiter während des zweiten Zyklus F40 nach drei Minuten.

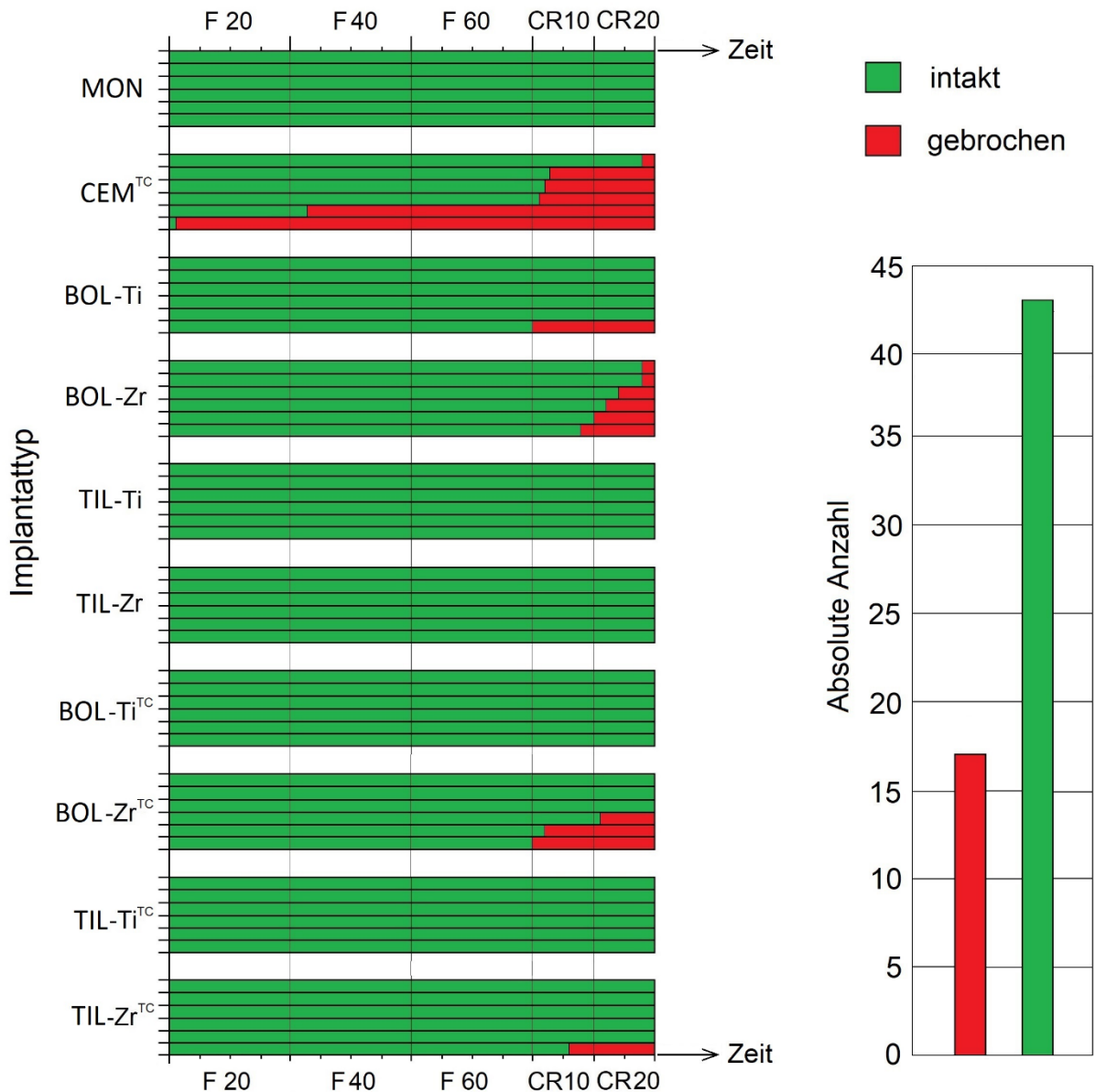


Abbildung 16 Links: Verlauf des Bruchverhaltens aller Prüfkörper im Ablauf der Belastungstests. Jeder Querbalken im Diagramm repräsentiert einen Prüfkörper, sechs davon pro Implantattyp wurden untersucht. Auf der horizontalen Achse aufgetragen ist der zeitliche Ablauf der Tests: 3 Mal 20 Minuten Fatigue und 2 Mal 10 Minuten Crash; jeder Teilstrich entspricht 5 Minuten Belastung. Ein gebrochenes Implantat wird ab dem Zeitpunkt des Bruchs in roter Farbe weitergeführt. Rechts: Absolute Anzahl aller gebrochenen und aller intakten Prüfkörper am Ende aller Versuchsreihen.

Es waren damit in diesem ersten Teil der Belastungsuntersuchung von den 60 Prüfkörpern nur zwei frakturiert. In den mit deutlich erhöhtem Auslenkmoment durchgeführten Crash-Tests nahmen alle überlebenden Prüfkörper aus den Fatigue-Tests teil.

58 Prüfkörper wurden den Crash-Tests unterworfen, in deren Verlauf weitere 15 (26%) durch Bruch versagten. Vom Typ CEM^{TC} brachen bis zum Ende der Crash-Tests auch die vier verbliebenen Prüfkörper. Implantate des Typs BOL-Zr zeigten Instabilität im Verlauf der Crash-Tests. Ein Prüfkörper brach zum Ende des ersten Zyklus CR10, die anderen fünf nach und nach im Verlauf des zweiten Zyklus CR20, so dass auch hier am Ende der Tests alle Proben gebrochen waren. Vom Typ BOL-Zr^{TC} brachen zwei Prüfkörper kurz nach Beginn des Belastungstests CR10, ein weiterer kurz nach Beginn des zweiten Zyklus CR20. Hier verblieben nach den Tests drei der sechs Prüfxemplare intakt. Von den Typen BOL-Ti und TIL-Zr^{TC} ging jeweils ein Exemplar durch Bruch im Crash-Test verloren, von BOL-Ti gleich zu Beginn von CR10 und von TIL-Zr^{TC} nach sechs Minuten im Zyklus CR10. Die Implantattypen MON, TIL-Ti, TIL-Zr, BOL-Ti^{TC} und TIL-Ti^{TC} erwiesen sich in den Belastungstests als robust, da alle Prüfxemplare bis zum Ende der Tests ohne Bruch überlebten. In Abb. 16 sind der Ablauf der Belastungstests und die dabei aufgetretenen Brüche an den Implantaten graphisch dargestellt. In der Bilanz brachen 17 der 60 Implantate, 43 Exemplare überlebten, was einer Überlebensrate von 71,7 % entspricht.

Die gebrochenen Implantate zeigten ein für den jeweiligen Typ typisches Bruchbild. CEM^{TC}-Implantate, die im Verlauf der Crash-Tests versagten, zeigten ein identisches Bruchbild zu den beiden Exemplaren, die bereits im Fatigue-Test versagt hatten, und zwar mit einem glatten Bruch ohne Splitterung am Interfacebereich zwischen Abutment und Implantat (Abb. 17).

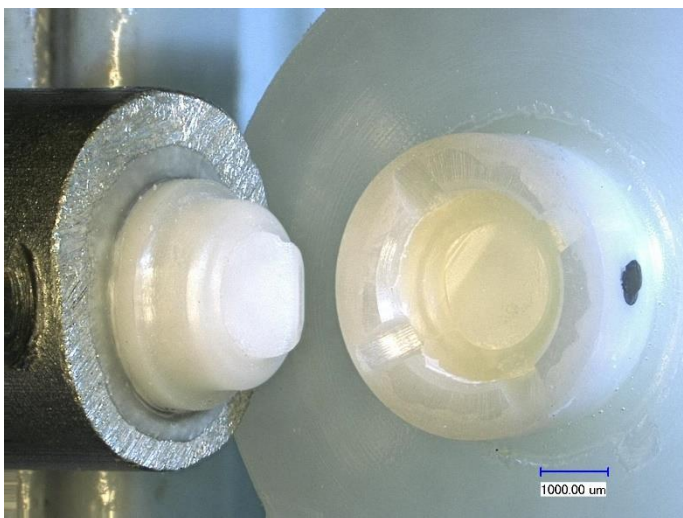


Abbildung 17 Bruch eines CEM^{TC}-Implantats während des frühen Fatigue-Tests.

Das eine gebrochene Exemplar des Typs BOL-Ti, das im ersten Crash-Zyklus CR10 versagte, zeigt eine ausgeprägt splitternde Zerstörung am Interfacebereich. Die Titan-Schraube blieb visuell unversehrt. Die Fluoreszenzmethode zur Sichtbarmachung von Rissen zeigt drei Risse, die radial und sternförmig in den Wänden des Implantatkörpers im Winkel von etwa 120° zueinander verlaufen (Abb. 18).

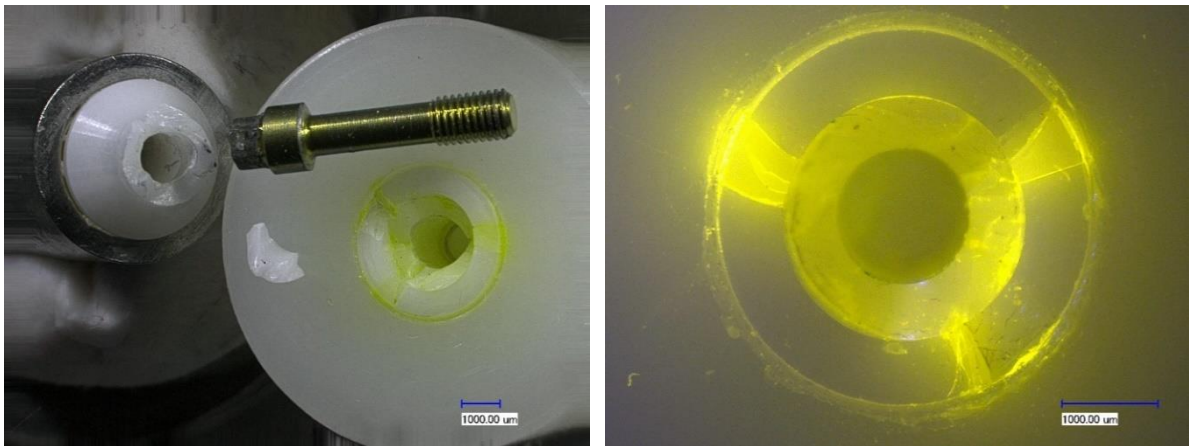


Abbildung 18 Bruch eines Implantats BOL-Ti. Rechts: Das UV-Fluoreszenzbild des Implantats zeigt drei deutlich sichtbare Rissbildungen im Implantatkörper.

Das Bruchbild der Implantate BOL-Zr war einheitlich. In allen Fällen war die ZrO_2 -Schraube in der Höhe des Gewindeansatzes und das Abutment an der schlanken Stelle oberhalb des Interfacebereichs zum Implantat schräg gebrochen. Das Implantat wurde stark beschädigt und war am oberen Rand zersplittert. Die Untersuchung auf Risse ergab sternförmige, radial verlaufende Risse im Implantatkörper (Abb. 19).

Das Bruchbild der Implantate BOL-Zr^{TC} war bei allen drei zerstörten Exemplaren identisch. Die ZrO_2 -Schraube war im Inneren des Implantats in der Höhe des unteren Rands des Abutments glatt gebrochen. Hierdurch löste sich das Abutment vom Implantat. Das mit *Panavia* geklebte Schraubengewinde verblieb im Gewinde des Implantats. Die mikroskopische Inspektion sowie die Untersuchung auf Risse mit der Fluoreszenzmethode ergab keine Hinweise auf Rissbildungen im Implantatkörper oder Abutment. Beide Sechskantverbindungen waren visuell unbeschädigt (Abb. 20).

Das einzige gebrochene Implantat vom Typ TIL-Zr^{TC} zeigte in Analogie zum Verhalten des Typs BOL-Zr^{TC} einen glatten Bruch der ZrO_2 -Schraube im Inneren des Implantats, wobei das komplette Gewinde im Implantat verblieb. Der Sechskant des Abutments war unbeschädigt. Risse konnten nicht festgestellt werden (Abb. 21).

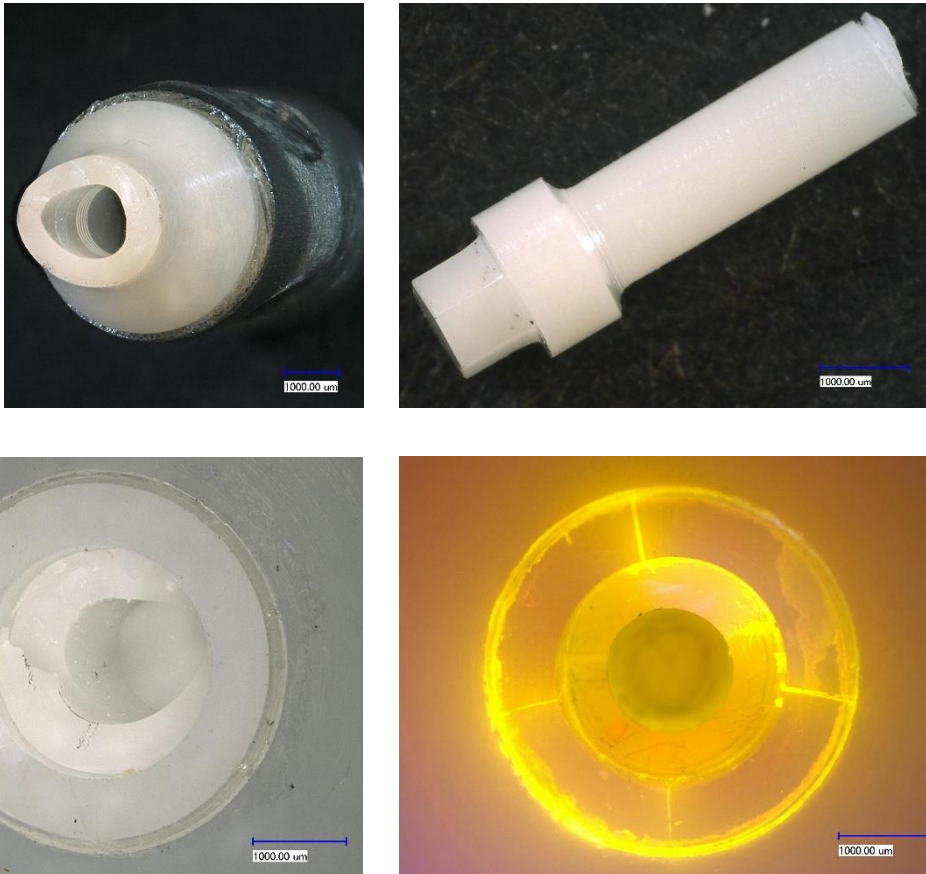


Abbildung 19 Ein während des Crash-Tests gebrochenes Implantat vom Typ BOL-Zr. Oben links: schräg zulaufende Bruchkante des Abutments. Oben rechts: abgebrochene ZrO_2 -Schraube. Unten links: Implantat mit dem Rest des Abutments und dem Rest der ZrO_2 -Schraube. Unten rechts: Das UV-Fluoreszenzbild des Implantats zeigt vier radial verlaufende Risse in den Wänden des Implantatkörpers.



Abbildung 20 Gebrochenes Implantat vom Typ BOL-Zr^{TC}.

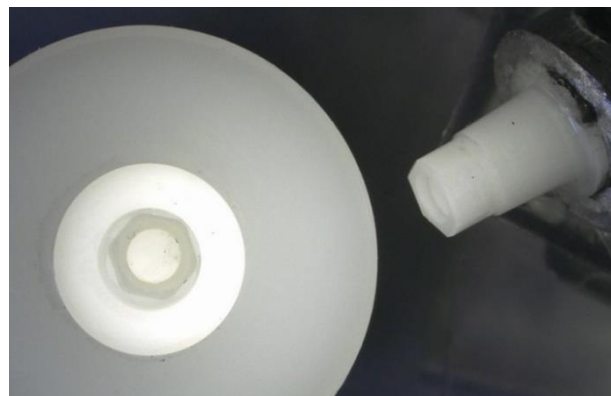


Abbildung 21 Gebrochenes Implantat vom Typ TIL-Zr^{TC}.

4.2. Drehmomentverlust

Lediglich die Implantattypen BOL-Ti, BOL-Zr, TIL-Ti und TIL-Zr waren mit Abutmentschrauben aus Titan oder ZrO_2 befestigt, die gemäß dem Versuchsprotokoll nicht mit *Panavia*-Dentalzement geklebt wurden. Daher lagen nur für diese vier Implantattypen Messwerte des Abutmentschrauben-Lösungsdrehmoments vor, die laut Versuchsprotokoll für die Testzyklen F20, F40, F60 und CR20 erhoben wurden. Für den Prüfkörpertyp BOL-Zr konnten für den zweiten Zyklus im Crash-Test CR20 keine Werte bestimmt werden, da alle Prüfkörper während dieser Testläufe frakturierten.

Bereits vor Beginn der Belastungszyklen zeigten alle vier Prüfkörpertypen einen Verlust des initialen Anzugsdrehmoments der Abutmentschraube. Die Verluste waren für die vier Typen deutlich verschieden. Wurde die Abutmentschraube mit dem vorgeschriebenen initialen Anzugsdrehmoment von 15 Ncm angezogen, war die Kraft für das Lösen der Schraube reduziert und betrug zwischen 11,50 Ncm für TIL-Ti und nur 4,00 Ncm für BOL-Zr.

Für jeden einzelnen der vier verschiedenen Prüfkörpertypen zeigten die Lösedrehmomente im Verlauf der Belastungstests nur geringe Unterschiede und keine vollkommen eindeutigen Trends (Abb. 22). Die statistische Analyse nach Friedman ergab nur für das starke Absinken des Lösedrehmoments beim Probekörpertyp TIL-Zr vom Messpunkt A (Initiales Lösedrehmoment) zum Messpunkt F20 einen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,019$). Beim Typ TIL-Ti ergab der Friedman-Test signifikante Unterschiede ($p = 0,044$), die allerdings nach Bonferroni-Korrektur in der Post Hoc-Analyse über das Signifikanz-Niveau stiegen ($0,081 < p < 1,000$). Dasselbe galt für die Lösemomente von BOL-Zr in den drei Fatigue-Zyklen. Der Friedman-Test ergab zunächst signifikante Unterschiede ($p = 0,041$), die sich in der Post Hoc-Analyse allerdings als knapp oberhalb des Signifikanzniveaus erwiesen ($0,063 < p < 1,000$). Der Wiederanstieg der Lösemomente für die Typen TIL-Ti und BOL-Zr war statistisch nur gering signifikant. Hingegen war für den Typ TIL-Ti der Anstieg der Lösemomente in einem Vergleich, den Zeitpunkten F20 und CR20, signifikant ($p = 0,010$). Als Resultat ergab sich ein deutlicher initialer Verlust an Anzugsmoment der Abutmentschraube. Im Verlauf der Belastungszyklen beobachtete man einen Wiederanstieg der Lösemomente, die für drei Prüfkörpertypen wieder das initiale Niveau erreichten.

Da die initialen Lösedrehmomente der vier Prüfkörpertypen sehr stark voneinander abwichen, war die Vergleichbarkeit untereinander erschwert. Daher bot es sich an, die relativen Lösedrehmomente jedes Typs bezüglich des jeweiligen Ausgangswerts miteinander zu vergleichen, um Erkenntnisse zum Effekt der Belastungen auf die Lösemomente zu gewinnen. Der Wert des initialen Lösedrehmoments wurde dazu für jeden Typ auf 100 % gesetzt und die Medianwerte der Momente nach den Belastungszyklen hierzu in Relation gesetzt. In Tabelle 2 sind die Mediane der Messwerte und die relativen Werte in Prozent zusammengestellt. Durch die graphische Darstellung der Messwerte mit dem relativen Bezug zum Initialwert erschienen die Unterschiede zwischen den Implantattypen naturgemäß deutlich verringert (Abb. 23). Die Verluste an Anzugsdrehmoment beim Lösen der Abutmentschrauben ohne Belastung waren mit 23,33 % am geringsten beim Typ TIL-Ti und mit 73,33 % beim Typ BOL-Zr am höchsten.

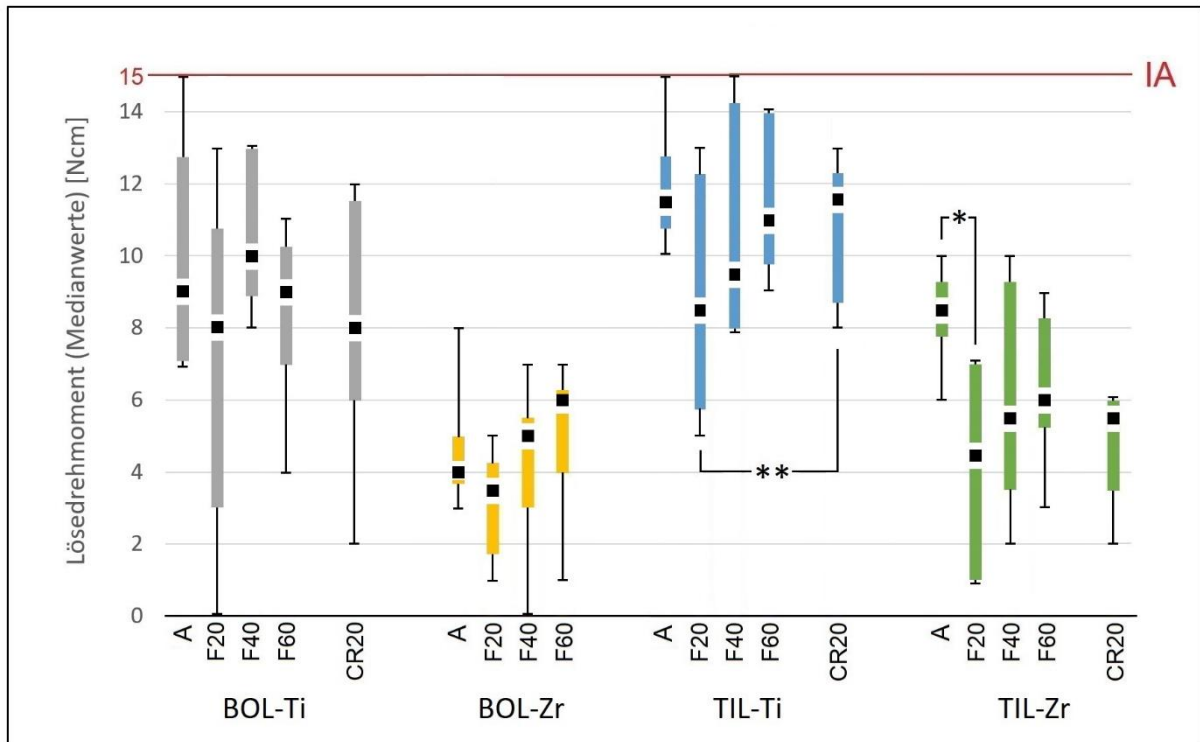


Abbildung 22 Lösedrehmomente (Medianwerte) [Ncm] der vier Probekörpertypen BOL-Ti, BOL-Zr, TIL-Ti und TIL-Zr in Box-Plot-Darstellung. Das empfohlene initiale Anzugsdrehmoment IA von 15 Ncm ist als rote Linie eingezeichnet. „A“ zeigt das jeweilige initiale Lösedrehmoment. Es folgen die Lösedrehmomente nach den Fatigue-Zyklen F20, F40, F60 und des Crash-Tests CR20. Messwerte nach dem ersten Intervall des Crash-Tests CR10 wurden gemäß dem Versuchsprotokoll nicht erhoben, folglich fehlen diese Werte in der Abbildung (siehe Kap. 3.2.9.). Beim Probekörpertyp BOL-Zr fehlt der Wert des Crash-Tests CR20, da alle Prüfkörper im Lauf dieses Tests brachen. Signifikante Unterschiede zwischen Lösedrehmomenten sind durch Sterne markiert: für TIL-Zr: F20 < A (*); für TIL-Ti: CR20 > F20 (**).

Das Niveau der statistischen Unterschiede ist durch die Anzahl an Sternen skaliert * = ($p < 0,05$), ** = ($p < 0,01$), *** = ($p < 0,001$).

Tabelle 2 Empfohlenes initiales Anzugsdrehmoment (Medianwerte) [Ncm], initiales Lösedrehmoment und Medianwerte der Lösedrehmomente [Ncm] der vier verschiedenen Prüfkörpertypen nach den einzelnen Intervallen des Belastungstests. Die Messwerte sind in zweifacher Weise dargestellt, im oberen Teil als Absolutwerte in Ncm, im unteren Teil als Relativwerte in Prozent des initialen Anzugsdrehmoments.

Das Symbol † bei BOL-Zr bedeutet, dass durch Bruch beim Crash-Test CR20 alle Prüfkörper dieses Typs versagten. Werte nach dem ersten Intervall des Crash-Tests CR10 wurden gemäß Versuchsprotokoll nicht erfasst.

Prüfkörpertyp	Initiales Anzugsdrehmoment [Ncm]	Lösedrehmoment (Medianwerte)[Ncm]				
		Initiales Lösedrehmoment	F20	F40	F60	CR20
BOL-Ti	15	9,00	8,00	10,00	9,00	8,00
BOL-Zr	15	4,00	3,50	5,00	6,00	†
TIL-Ti	15	11,50	8,50	9,50	11,00	11,50
TIL-Zr	15	8,50	4,50	5,50	6,00	5,50

	Initiales Anzugsdrehmoment [%]	Verlust an initialem Anzugsdrehmoment [%]	Verhältnis Lösedrehmoment zum initialen Lösedrehmoment [%]			
			F20	F40	F60	CR20
BOL-Ti	100	40,00	88,88	111,11	100,00	88,88
BOL-Zr	100	73,33	87,50	125,00	150,00	†
TIL-Ti	100	23,33	73,91	82,61	95,65	100,00
TIL-Zr	100	43,33	52,94	64,71	70,59	64,71

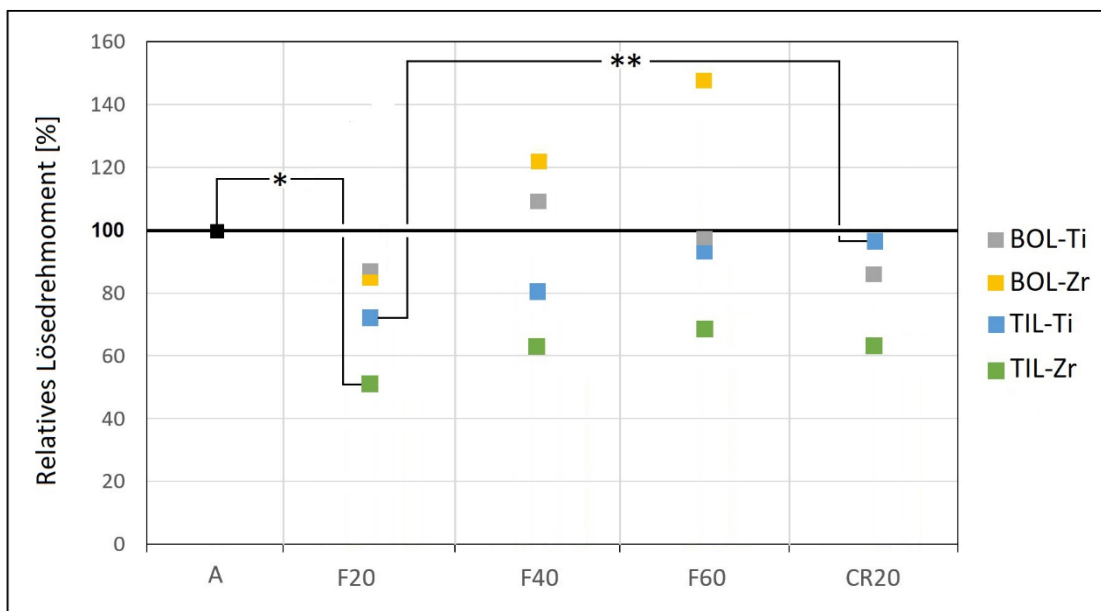


Abbildung 23 Darstellung des relativen Lösedrehmoments L in % im Verhältnis zum Wert A des initialen Lösedrehmoments im Verlauf der Belastungstests für die vier verschiedenen Prüfkörpertypen. Jeder Punkt im Diagramm entspricht dem Median der Messwerte (vgl. Abb. 22, Tab. 2). Für das Fehlen des Werts CR20 beim Implantattyp BOL-Zr siehe Legende zu Abb. 22. Signifikante Unterschiede zwischen Messreihen sind durch * gekennzeichnet. Für TIL-Zr gilt $L_{F20} < L_A$ (*); für TIL-Ti gilt $L_{CR20} > L_{F20}$ (**).

Der Vergleich der Gesamtheit der Messwerte von A bis CR20 eines jeden Prüfkörpertyps mit den Messwerten der anderen Typen, ergab in der statistischen Analyse mit dem Friedman-Test hochsignifikante Unterschiede zwischen den vier Probekörper-Typen ($p < 0,001$). Die sechs möglichen paarweisen Vergleiche ergaben in der Post Hoc-Analyse, dass sich drei Paare, TIL-Ti von TIL-Zr ($p = 0,006$), TIL-Ti von BOL-Zr ($p < 0,001$) und BOL-Zr von BOL-Ti ($p < 0,001$) hochsignifikant unterschieden. Das Paar BOL-Zr und TIL-Zr unterschied sich knapp oberhalb der Signifikanzschwelle ($p = 0,061$), während die übrigen Paare BOL-Ti und TIL-Zr ($p = 0,499$) sowie TIL-Ti und BOL-Ti ($p = 0,705$) keine signifikanten Unterschiede zeigten. Durch die hohe Signifikanz der Unterschiede bei drei Paaren sowie durch die festgestellten relativ geringen Unterschiede innerhalb der Belastungstestreihen konnten die vier untersuchten Prüfkörpertypen in eine Reihe absteigenden Lösedrehmoments eingeordnet werden (Abb. 24). Hierzu wurden alle sechs Messwerte der jeweils fünf Messzeitpunkte A – CR20 herangezogen und die Mediane der Lösedrehmomente neu bestimmt. Der Typ TIL-Ti stand mit 11,0 Ncm und dem geringsten Verlust an initialem Anzugsmoment an der Spitze, gefolgt von BOL-Ti mit 9,0 Ncm und TIL-Zr mit 6,0 Ncm. Der Typ BOL-Zr hatte mit nur noch 4,0 Ncm Lösedrehmoment den höchsten Verlust.

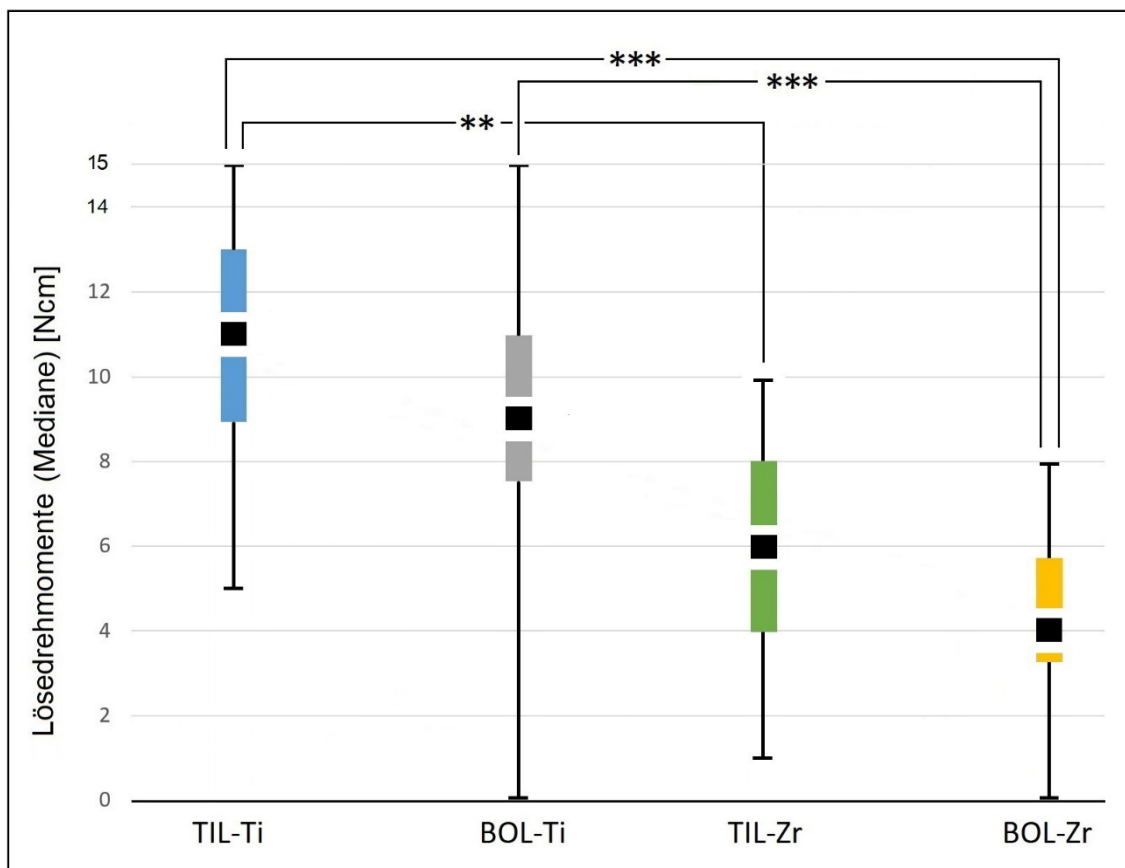


Abbildung 24 Vergleich der Lösedrehmomente L (Medianwerte) [Ncm] der vier untersuchten Prüfkörpertypen akkumuliert über alle Stadien der Belastungstests einschließlich des initialen Lösemoments. Signifikante Unterschiede zwischen den Lösedrehmomenten der einzelnen Prüfkörpertypen sind durch ** ($p < 0,01$), *** ($p < 0,001$) gekennzeichnet: $L_{\text{TIL-Ti}} > L_{\text{TIL-Zr}}$ (**), $L_{\text{TIL-Ti}} > L_{\text{BOL-Zr}}$ (***), $L_{\text{BOL-Ti}} > L_{\text{BOL-Zr}}$ (***).

4.3. Drehspiel

In Tabelle 3 und Abb. 25 sind die Medianwerte des gemessenen Drehspiels der zehn untersuchten Prüfkörpertypen zusammengestellt. Die vier Prüfkörper vom Typ MON, BOL-Ti, TiL-Ti und TiL-Zr zeigten keinerlei Drehspiel, weder vor Belastung (initiales Drehspiel), noch im Verlauf der Fatigue-Belastung und der Crash-Tests. Bei den übrigen sechs Typen wurde hingegen ein Drehspiel beobachtet. Beim Typ CEM^{TC} kam es zu frühen Frakturen, so dass nur vier Exemplare in den Crash-Test gelangten, von denen drei im Zyklus CR10 versagten und das letzte verbliebene Exemplar im Zyklus CR20 frakturierte. Daher lagen für CEM^{TC} keine Daten aus den Crash-Tests vor. Beim Typ BOL-Zr frakturierte ein Exemplar bereits während des Zyklus CR10, die übrigen fünf alle im Zyklus CR20, daher lagen auch hier keine Werte vor. Prüfkörper der Typen CEM^{TC} und BOL-Ti^{TC} zeigten nach dem Thermocycling und damit vor Beginn der Belastungen ein kleines initiales Drehspiel von 0,5°, das bereits nach dem ersten Fatigue-Test F20 verschwand. Bei den Implantaten TiL-Ti^{TC} und TiL-Zr^{TC} traten beim Fatigue-Test nach 40 bzw. 20 Minuten geringe Drehspiele mit Medianwerten von 0,25° bzw. 1° auf, die sich zum Ende der Fatigue-Belastungen bei F60 wieder auf null verringerten und nur für TiL-Zr^{TC} im Crash-Zyklus CR10 mit 0,25° wieder in Erscheinung traten. BOL-Zr zeigte geringe Lockerungen im Verlauf der Fatigue-Periode, die sich durch Drehspiele von 0,75° und 0,5° bei F40 und F60 zeigten. Der Übergang in die Crashtest-Phase führte für BOL-Zr zu deutlich erhöhtem Drehspiel von 3° bei CR10. Die darauffolgende Crash-Phase CR20 überlebte kein Prüfkörper dieses Typs. Deutlich höhere Drehspiele im Vergleich zu den übrigen Prüfkörpertypen wurden beim Typ BOL-Zr^{TC} beobachtet. Hier steigerte sich das Drehspiel von 1° auf 3° im Verlauf der Fatigue-Perioden und bis auf 4,5° in den Crash-Tests.

Tabelle 3 Drehspiel (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen vor Beginn und nach den drei Intervallen des Fatigue-Tests sowie nach den beiden Intervallen des Crash-Tests. Das Zeichen ^{TC} bedeutet Thermocycling. Das Minuszeichen bei CEM^{TC}/CR10 bedeutet, dass der Medianwert nicht berechnet werden konnte, da mit nur einem einzigen überlebenden Exemplar zu wenige Prüfkörper für eine statistische Analyse vorhanden waren. † bedeutet, dass durch Bruch beim Crash-Test CR20 alle Prüfkörper versagten und keine Werte ermittelt werden konnten.

Prüfkörpertyp	Initiales Drehspiel	F20	F40	F60	CR10	CR20
MON	0	0	0	0	0	0
CEM ^{TC}	0,50	0	0	0	-	†
BOL-Ti	0	0	0	0	0	0
BOL-Zr	0	0	0,75	0,50	3,00	†
TiL-Ti	0	0	0	0	0	0
TiL-Zr	0	0	0	0	0	0
BOL-Ti ^{TC}	0,50	0	0	0	0	0
BOL-Zr ^{TC}	1,00	1,75	2,75	3,00	3,25	4,50
TiL-Ti ^{TC}	0	0	0,25	0	0	0
TiL-Zr ^{TC}	0	1,00	1,00	0	0,25	0

Der Vergleich der Messreihen innerhalb der einzelnen Prüfkörpertypen zeigte bis auf die Ausnahme BOL-Zr^{TC} keine statistisch signifikanten Trends bezüglich einer Zu- oder Abnahme der Drehspiele im Verlauf der Belastungstests. Für BOL-Zr^{TC} zeigte der Friedman-Test zwar signifikante Unterschiede zwischen den Werten der einzelnen Fatigue- und Crash-Tests ($p = 0,014$), allerdings nivellierte die Bonferroni-Korrektur in der Post Hoc-Analyse für den paarweisen Vergleich die Unterschiede auf ein nicht-signifikantes Niveau mit $0,096 < p < 1,000$. Auch der starke Anstieg des Drehspiels von 1° auf 4,5° vom initialen Wert auf den Wert am Ende der Crash-Tests CR20 war mit $p = 0,096$ nicht signifikant. Gleichmaßen war für den Typ BOL-Zr der scheinbar starke Drehspielzuwachs beim Crash-Test CR10 mit einem Signifikanzparameter von $p = 0,069$ gegenüber dem initialen Drehspiel A nicht signifikant.

Hingegen zeigte der statistische Vergleich der Drehspiele aller Prüfkörpertypen untereinander, aber auch der Vergleich nur zwischen denjenigen sechs Prüfkörpertypen, die ein Drehspiel aufwiesen, im Friedman-Test hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Die Post-Hoc-Analyse ergab, dass sich das Drehspiel der Prüfkörper vom Typ BOL-Zr^{TC} mit deutlicher Signifikanz von fünf anderen Prüfkörpertypen (MON ***, BOL-Ti ***, TIL-Ti **, TIL-Zr **, BOL-Zr *) absetzte. Die übrigen paarweisen Vergleiche zeigten in der Post Hoc-Analyse keine signifikanten Unterschiede. Tabelle 4 enthält die zugehörigen Werte des Signifikanzparameters p dieser paarweisen Vergleiche.

Tabelle 4 Mit der Bonferroni-Korrektur angepasste Signifikanz-Parameter p beim paarweisen Vergleich der Drehspiele des Prüfkörpertyps BOL-Zr^{TC} mit allen übrigen Typen im Fatigue- und Crash-Test. Werte oberhalb der Signifikanzschwelle von $p = 0,05$ sind blau gekennzeichnet.

	MON	CEM ^{TC}	BOL-Ti	BOL-Zr	TIL-Ti	TIL-Zr	BOL-Ti ^{TC}	TIL-Ti ^{TC}	TIL-Zr ^{TC}
BOL-Zr ^{TC}	0,001	0,207	0,001	0,030	0,002	0,007	0,171	0,249	0,987

Die verschiedenen Prüfkörpertypen ließen sich in eine Rangfolge sinkenden Drehspiels bringen. Dazu wurden aus den Messwerten jeden Typs über alle Tests A – CR20 die Mediane berechnet und in Abb. 26 als Box-Plots dargestellt. Mit Ausnahme des Typs BOL-Zr^{TC} ist der Median des Drehspiels für alle übrigen neun Typen Null. Durch die oben aufgeführten statistisch signifikanten Unterschiede zwischen BOL-Zr^{TC} und den vier drehspielfreien Typen sowie dem Typ BOL-Zr war die Einordnung dieser sechs Prüfkörpertypen gesichert. Die übrigen vier ordneten sich dazwischen an. Allerdings war die Rangfolge innerhalb dieser Typen mit kleinem Drehspiel (TIL-Zr^{TC}, TIL-Ti^{TC}, CEM^{TC}, BOL-Ti^{TC}) statistisch nicht gesichert. Die statistischen Tests ergaben für die paarweisen Vergleiche zwischen diesen fünf Typen keine signifikanten Unterschiede ($0,132 < p < 1,000$).

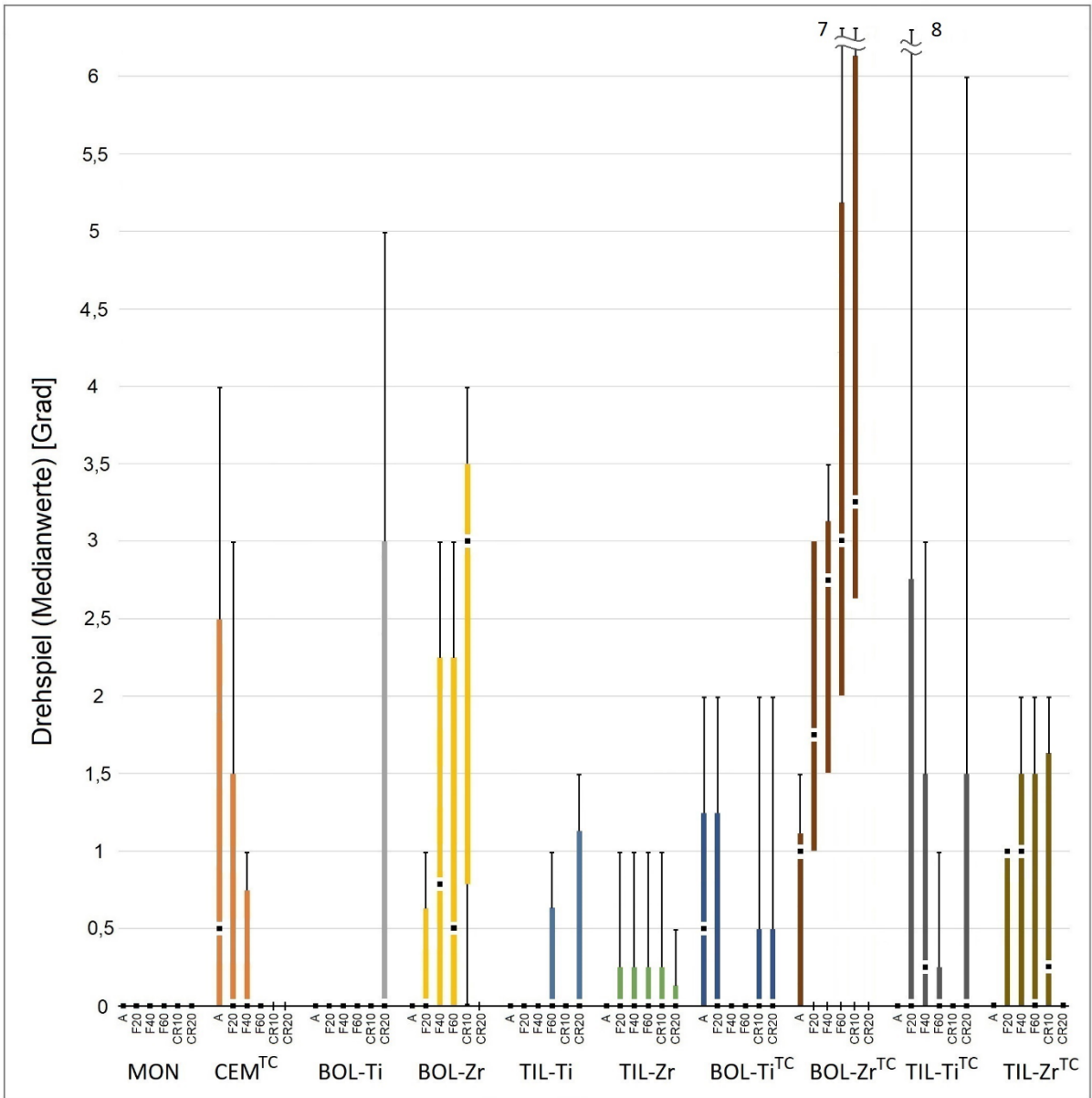


Abbildung 25 Drehspiele (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen, bestimmt nach jedem Intervall des Fatigue- und Crash-Tests in Box-Plot-Darstellung.

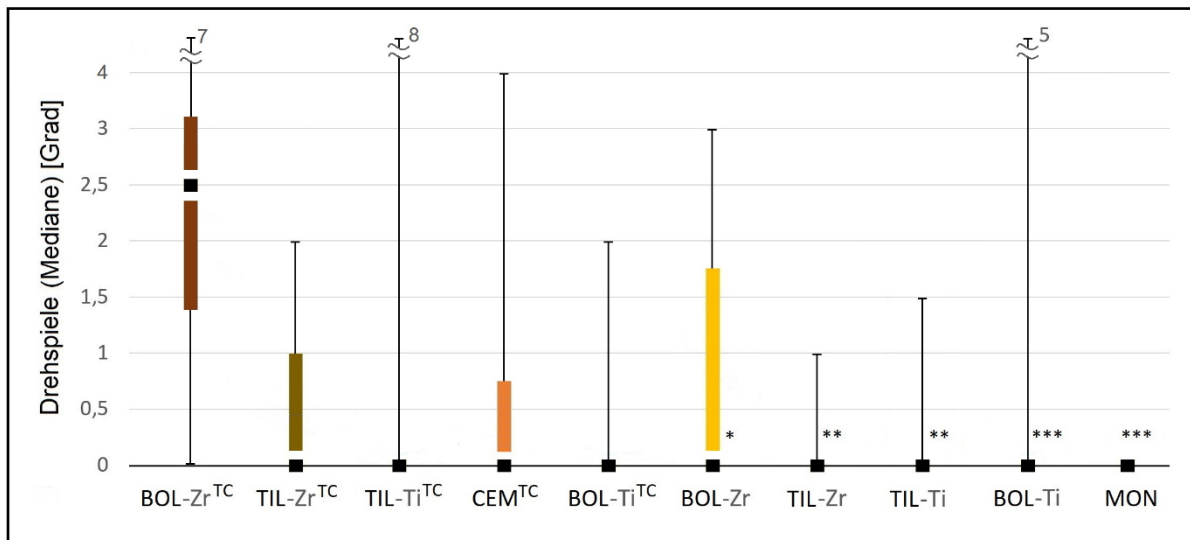


Abbildung 26 Vergleich der Drehspiele (Medianwerte) [Grad] der Prüfkörpertypen im Verlauf der Belastungstests, geordnet mit sinkendem Signifikanzparameter p des jeweiligen Unterschieds zum Typ BOL-Zr^{TC} mit dem höchsten Drehspiel. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Drehspielen der einzelnen Prüfkörpertypen im Vergleich zum Prüfkörper mit dem höchsten Drehspiel BOL-Zr^{TC} ist durch * ($p < 0,05$), ** ($p < 0,01$), *** ($p < 0,001$) gekennzeichnet.

4.4. Kippspiel

In Tabelle 5 sind die Medianwerte des Kippspiels über alle Prüfkörper für die verschiedenen Prüfkörpertypen zusammengestellt. Bei zwei Prüfkörpertypen, CEM^{TC} und BOL-Zr, kam es im Verlauf des zweiten Intervalls des Crash-Tests CR20 zum Totalverlust der Prüfkörper. Statistische Aussagen waren daher nur zum Intervall CR10 möglich. Bei CEM^{TC} überlebte nur ein einziger Prüfkörper das Intervall CR10, sodass keine statistischen Aussagen über das Verhalten im Crash-Test möglich waren. Abb. 27 zeigt für jeden der einzelnen Prüfkörpertypen die Medianwerte des Kippspiels [Grad] für das initiale Kippspiel vor den Belastungen A, nach den Fatigue-Zyklen F20, F40, F60 sowie nach den Intervallen der Crash-Tests CR10 und CR20.

Die statistische Analyse zeigte, dass bei acht von zehn Prüfkörpertypen im Verlauf der Belastungstests keine signifikante Änderung des Kippspiels auftrat. Lediglich bei BOL-Zr fanden sich beim Vergleich der Kippspielwerte nach Friedman vom initialen Kippspiel A bis zu CR10 signifikante Unterschiede ($p = 0,013$). Die anschließende Post-Hoc-Analyse mit paarweisen Vergleichen ergab für das Absinken des Kippspiels vom initialen Kippspiel A nach F40 eine Signifikanz von $p = 0,019$. Weiterhin ergab der statistische Vergleich der Kippspielwerte des Prüfkörpertyps TIL-Ti^{TC} im Friedman-Test signifikante Unterschiede ($p = 0,002$). Die Post Hoc-Analyse ergab für das Anwachsen des Kippspiels vom Wert F20 nach dem ersten Fatigue-Zyklus zum Crash-Test CR20 eine Signifikanz von $p = 0,018$. Der Zuwachs von F20 nach CR10 ist hingegen mit $p = 0,051$ knapp oberhalb der Signifikanzschwelle. Diese beiden einzigen signifikanten Änderungen sind in Abb. 27 entsprechend gekennzeichnet. Der augenscheinlich starke Zuwachs an Kippspiel beim Prüfkörpertyp BOL-Ti^{TC} beim finalen Zyklus des Crash-Tests CR20 ist mit $p = 0,082$ oberhalb der Signifikanzschwelle.

Tabelle 5 Medianwerte des Kippspiels [Grad] zwischen Implantat und Abutment vor Beginn (initiales Kippspiel), nach den drei Zyklen der Fatigue-Belastung sowie nach den beiden Zyklen des Crash-Tests. Bedeutung der Symbole Minus (bei CEM^{TC}/CR10) sowie † (bei CEM^{TC} und BOL-Zr jeweils bei CR20) siehe Legende zu Tabelle 3.

Implantattyp	Initiales Kippspiel	F20	F40	F60	CR10	CR20
MON	0,21	0,20	0,19	0,22	0,20	0,21
CEM ^{TC}	0,37	0,42	0,45	0,36	-	†
BOL-Ti	0,45	0,43	0,44	0,43	0,44	0,51
BOL-Zr	0,39	0,33	0,33	0,33	0,35	†
TIL-Ti	0,32	0,23	0,22	0,22	0,24	0,32
TIL-Zr	0,34	0,43	0,41	0,42	0,31	0,38
BOL-Ti ^{TC}	0,24	0,22	0,24	0,23	0,28	0,56
BOL-Zr ^{TC}	0,22	0,21	0,18	0,21	0,22	0,35
TIL-Ti ^{TC}	0,26	0,23	0,24	0,25	0,50	0,49
TIL-Zr ^{TC}	0,20	0,22	0,23	0,19	0,18	0,25

Der Vergleich der Kippspiele der einzelnen Prüfkörpertypen untereinander zeigte beim Friedman-Test hingegen hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Die zugehörige Post Hoc-Analyse ergab für 16 der 45 Vergleichspaare signifikante bis hochsignifikante Differenzen, die in Tabelle 6 in Form einer Matrix zusammengestellt sind. Die übrigen 29 Vergleichspaare wiesen keine signifikanten Unterschiede auf. Für den monotypischen Implantattyp MON kann weitgehende Starrheit und hohe Biegefestigkeit angenommen werden. Wie aus Tabelle 6 hervorgeht, zeigten vier Prüfkörpertypen, CEM^{TC}, BOL-Ti, BOL-Zr, TIL-Zr große Unterschiede im Kippspiel zu MON, was bedeutet, dass diese vier Typen signifikant erhöhtes Kippspiel aufwiesen. Konträr hierzu waren die Kippspiele der Typen TIL-Ti, BOL-Ti^{TC}, BOL-Zr^{TC}, TIL-Ti^{TC}, TIL-Zr^{TC} statistisch nicht zu unterscheiden vom Kippspiel des Typs MON und gehörten damit zu einer Gruppe von steifen Prüfkörpertypen. In der Konsequenz geht aus Tabelle 6 hervor, dass die vier Typen mit hohem Kippspiel alle einen signifikanten Unterschied zu den steifen Prüfkörpertypen der anderen Gruppe zeigten. Abb. 28 stellt die Kippspiele der verschiedenen Prüfkörpertypen in einer alternativen Weise dar, geordnet nach den Schritten der Belastungstests. Der Zerfall in zwei Gruppen steifer Prüfkörper mit kleinem Kippspiel und biegsamer Prüfkörper mit höherem Kippspiel wird durch diese Darstellung deutlich.

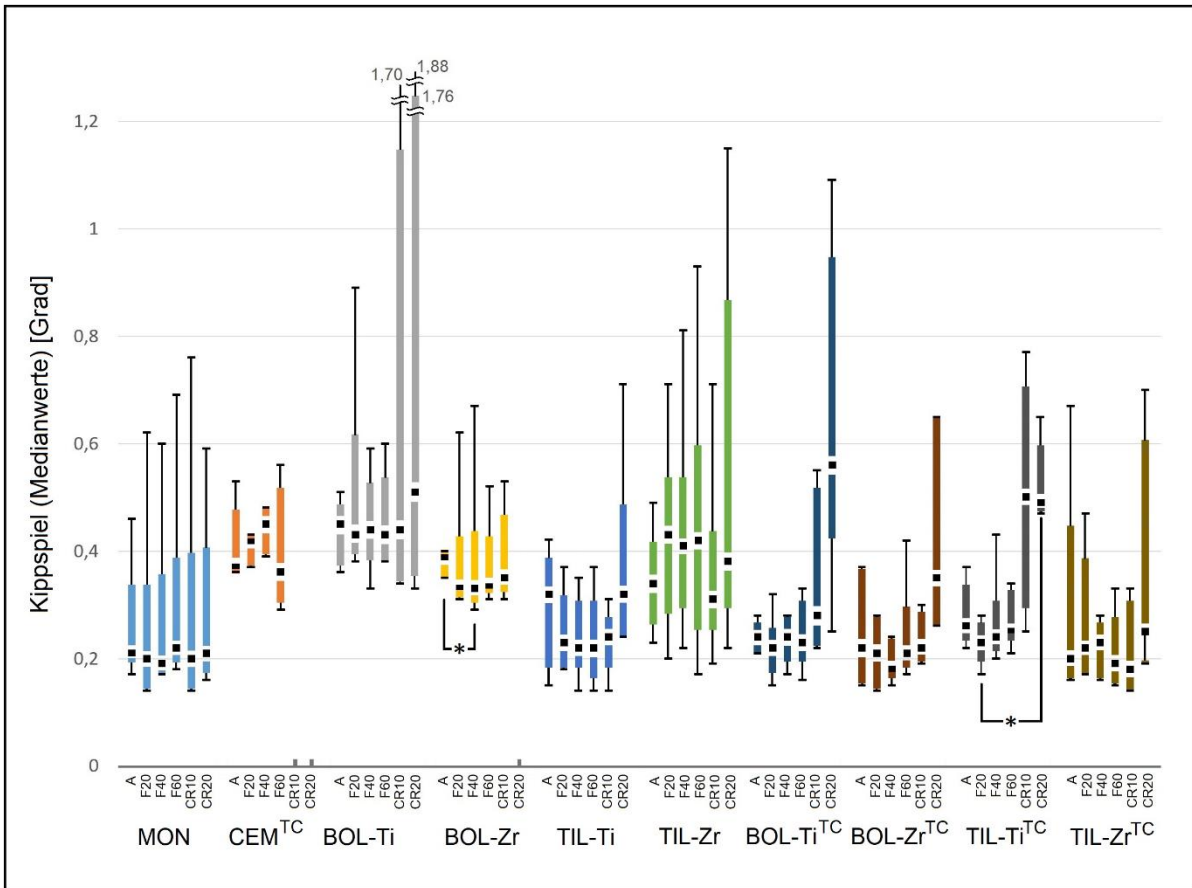


Abbildung 27 Der Verlauf des Kippspiels (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen. Die einzelnen Box-Plots repräsentieren die Kippspiel-Werte vor der Belastung (initiales Kippspiel A) und nach den Zyklen der Fatigue-Belastung und der Crash-Tests. Durch Bruchverluste im Laufe der Crash-Tests fehlen beim Implantattyp CEM^{TC} die Werte des Crash-Tests vollständig. Beim Typ BOL-Zr sind statistische Aussagen nur für CR10 möglich. Signifikante Unterschiede zwischen Kippspielen einzelner Prüfkörpertypen im Verlauf der Belastungstests sind durch * ($0,01 < p < 0,05$) gekennzeichnet.

Tabelle 6 Angepasste Signifikanz-Parameter p der Post-Hoc-Analyse bei einem paarweisen Vergleich des Kippspiels der verschiedenen Prüfkörpertypen im Fatigue- und Crash-Test. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Kippspielen der einzelnen Prüfkörpertypen ist durch * ($p < 0,05$), ** = ($p < 0,01$), *** ($p < 0,001$) gekennzeichnet. Werte oberhalb der Signifikanzschwelle von $p = 0,05$ sind durch blaue Felder dargestellt.

	MON	BOL-Zr ^{TC}	BOL-Ti ^{TC}	TIL-Ti ^{TC}	TIL-Zr ^{TC}	TIL-Ti	CEM ^{TC}	BOL-Ti	BOL-Zr	TIL-Zr
MON							*** 0,000	*** 0,000	*** 0,000	** 0,001
BOL-Zr ^{TC}							*** 0,000	*** 0,000	*** 0,000	*** 0,000
BOL-Ti ^{TC}							* 0,030	*** 0,001	* 0,046	
TIL-Ti ^{TC}							* 0,046	** 0,002		
TIL-Zr ^{TC}							* 0,046	** 0,002		
TIL-Ti								** 0,005		
CEM ^{TC}										
BOL-Ti										
BOL-Zr										
TIL-Zr										

Die beobachteten Kippspiele aller Prüfkörper waren mit Medianwerten zwischen 0,2° und 0,6° klein. Allerdings zeigt Abb. 28, dass auch das monolithische Implantat MON ein kleines Kippspiel zwischen 0,19° und 0,22° aufwies, obwohl man von dessen nahezu vollständiger Starrheit ausgehen muss. Deshalb lag es nahe anzunehmen, dass der Wert von etwa 0,2° die innere Elastizität der Messanordnung wiedergab (Abb. 13). Alle anderen Messwerte wurden daher durch Abzug dieses „Nullwerts“ korrigiert (Abb. 28).

Zur Durchführung dieser Korrektur wurde nach statistischen Methoden der Leerwert des Kippspiels bestimmt und von den Messwerten in Abzug gebracht. In einem ersten Schritt wurde dazu das Kippspiel des Implantats MON als Grundwert herangezogen und für jeden Messabschnitt eine neue Grundlinie definiert (Abb. 28). Anschließend wurden diese Werte von den Messwerten der anderen Prüfkörpertypen subtrahiert.

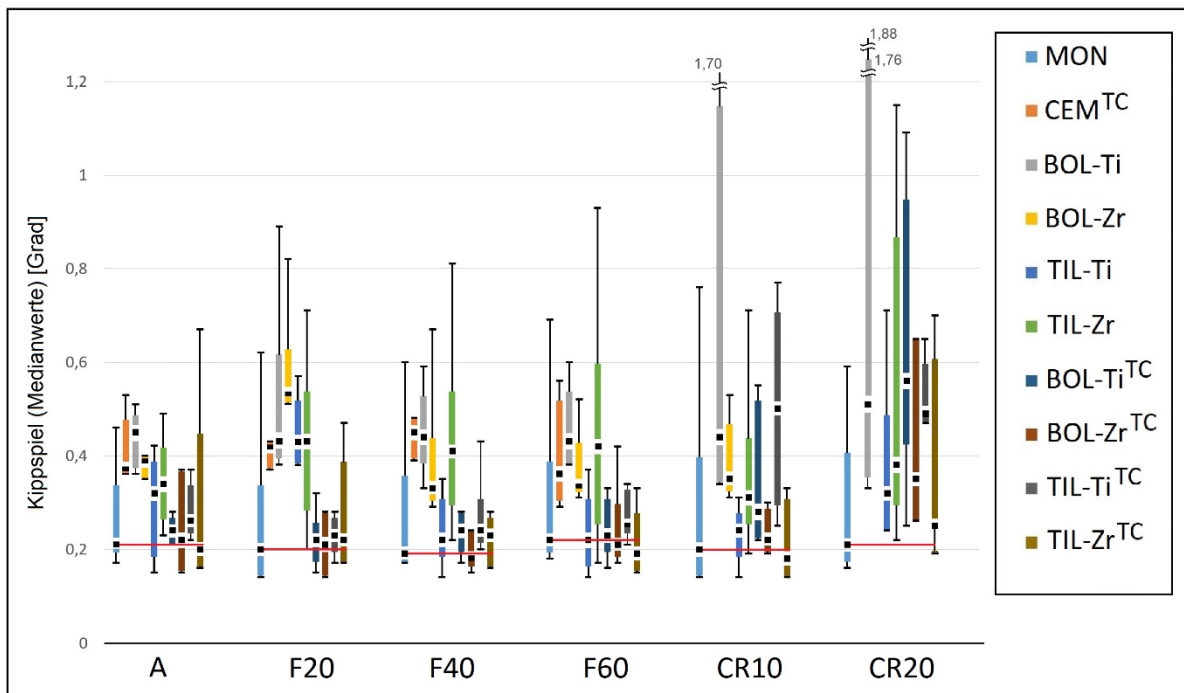


Abbildung 28 Kippspiel (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen vor Beginn der Belastungstests (initiales Kippspiel A) und jeweils nach den drei Intervallen des Fatigue-Tests F20-F60 und den beiden Intervallen CR10 und CR20 des Crash-Tests. Die roten horizontalen Linien geben jeweils den Medianwert des Kippspiels des einteiligen Typs MON wieder. Diese Werte wurden für die Normierung aller Werte des Kippspiels auf MON = 0 herangezogen.

Tabelle 7 Korrigierte Medianwerte des Kippspiels [Grad] zwischen Implantat und Abutment vor Beginn, nach den drei Zyklen des Fatigue-Tests sowie nach den beiden Zyklen des Crash-Tests. Die Werte sind auf das Kippspiel von MON = 0 normiert. Kippspielwerte > 0,05° wurden um den Leerwert von 0,02° verringert. Alle in blauer Schrift gehaltenen Kippspielwerte sind kleiner als ± 0,05° und sind von null statistisch nicht signifikant verschieden. Für die Bedeutung der Symbole Minus (bei CEM^{TC}/CR10) und † (bei CEM^{TC} und BOL-Zr jeweils bei CR20) siehe Legende zu Tabelle 3.

Implantattyp	Initiales Kippspiel	F20	F40	F60	CR10	CR20
MON	0	0	0	0	0	0
CEM ^{TC}	0,14	0,20	0,24	0,12	-	†
BOL-Ti	0,22	0,21	0,23	0,19	0,22	0,28
BOL-Zr	0,16	0,11	0,12	0,09	0,13	†
TIL-Zr	0,11	0,21	0,19	0,18	0,09	0,15
TIL-Ti	0,09	0,03	0,03	0	0,04	0,09
BOL-Ti ^{TC}	0,03	0,02	0,05	0,01	0,06	0,33
BOL-Zr ^{TC}	0,01	0,01	-0,01	-0,01	0,02	0,12
TIL-Ti ^{TC}	0,05	0,03	0,05	0,03	0,28	0,26
TIL-Zr ^{TC}	-0,01	0,02	0,04	-0,03	-0,02	0,04

Die neuen, normierten Werte der Kippspiele sind in Abb. 29 als Box-Plot-Diagramm dargestellt. Durch diese Form der Darstellung fiel das erhöhte Kippspiel der vier Prüfkörpertypen CEM^{TC}, BOL-Ti, BOL-Zr und TIL-Zr auf, welches schon vor Beginn der Belastung vorhanden war und über die Belastungszyklen erhalten blieb. Dies stand im Gegensatz zu den sechs übrigen Prüfkörpertypen, die alle signifikant kippstabiler waren. Durch die Normierung erhielten einige Kippspiele physikalisch unsinnige negative Werte. Dies war durch die Schwankungen der neuen Nulllinie verursacht. Eine statistische Analyse erlaubte es, die Signifikanz der Kippspielwerte aller Typen gegenüber dem hypothetisch starren Implantat MON, dessen Auslenkungen durchweg auf 0° gesetzt wurden, zu bewerten. Die Ergebnisse dieser Analyse sind in Tabelle 8 zusammengestellt.

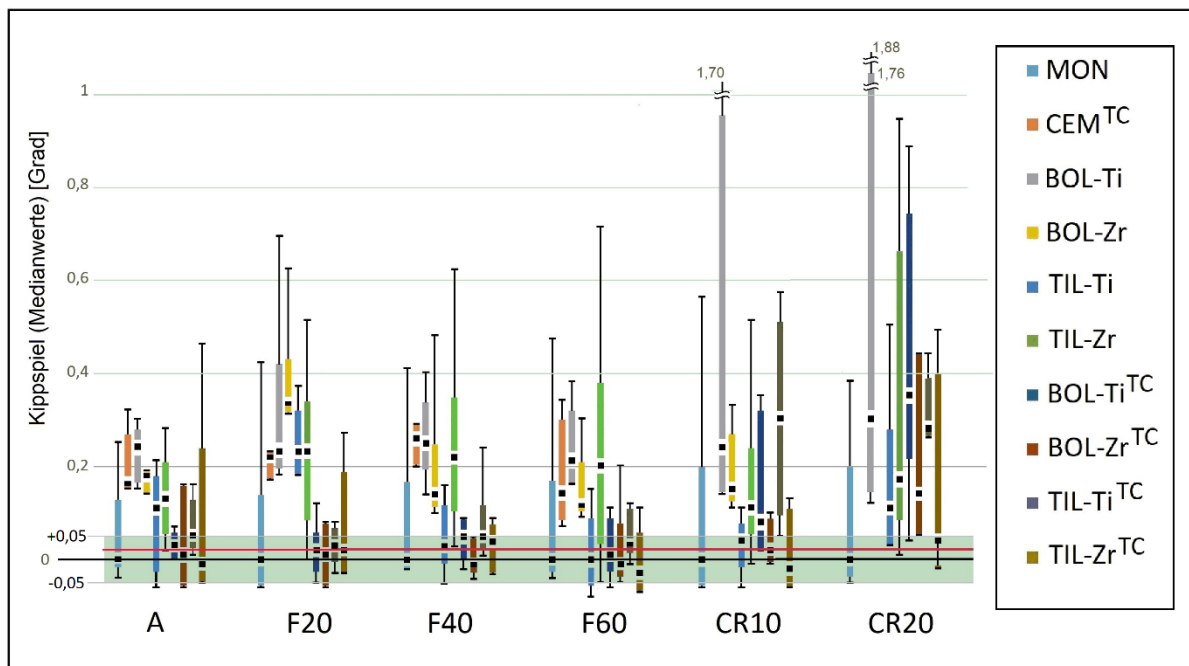


Abbildung 29 Kippspiel (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen vor Beginn der Belastungstests (initiales Kippspiel A) und jeweils nach den drei Intervallen des Fatigue-Tests F20-F60 und den beiden Intervallen CR10 und CR20 des Crash-Tests. Der grün eingezeichnete Bereich unter- und oberhalb der Abszisse repräsentiert die Größe der sich nicht signifikant von Null unterscheidenden Werte. Die rote Linie, die den Median aller Kippspiele im Bereich $\pm 0,05^\circ$ darstellt, ist die neue, korrigierte Nulllinie.

Tabelle 8 Signifikanzparameter aus dem statistischen Vergleich nach Friedman und anschließender Post-Hoc-Analyse der paarweisen Vergleiche zwischen einem hypothetischen vollkommen starren Implantat MON und den normierten Auslenkungswerten der übrigen neun Prüfkörpertypen. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Kippspielen der einzelnen Prüfkörpertypen ist durch * ($p < 0,05$), ** ($p < 0,01$), *** ($p < 0,001$) gekennzeichnet. Statistisch nicht signifikante Werte sind blau hervorgehoben.

Implantattyp-Vergleich MON mit	Ausgewählte Tests	Sigma gemäß Friedman-Test	Post Hoc-Test: paarweiser Vergleich MON mit	Angepasstes Sigma
CEM ^{TC}	A + Fatigue	0,044 *	F40	0,037*
BOL-Ti	A + Fatigue + Crash	0,041 *	A, F20, F40, F60, Cr10, CR20	$0,072 \leq p \leq 1,000$
	A + Fatigue	0,009 **	F20 F40 A	0,019 * 0,035 * 0,035 *
	Crash	0,022 *	CR10	0,034 *
BOL-Zr	A + Fatigue	0,003 **	A	0,001 ***
TIL-Ti	A + Fatigue + Crash	0,190		
	A + Fatigue	0,641		
	Crash	0,016 *	CR20	0,012 *
TIL-Zr	A + Fatigue + Crash	0,007 **	F40 CR20	0,022 * 0,035 *
	A + Fatigue	0,011 *	F40 F20	0,019 * 0,035 *
	Crash	0,016 *	CR20	0,012 *
BOL-Ti ^{TC}	A + Fatigue + Crash	0,018 *	CR20	0,014 *
	A + Fatigue	0,237		
	Crash	0,006 **	CR20	0,004 **
BOL-Zr ^{TC}	A + Fatigue + Crash	0,303		
	A + Fatigue	0,903		
	Crash	0,097		
TIL-Ti ^{TC}	A + Fatigue + Crash	<0,001 ***	CR20 CR10	0,001 *** 0,004 **
	A + Fatigue	0,054		
	Crash	0,011 *	CR10 CR20	0,028 * 0,028 *
TIL-Zr ^{TC}	A + Fatigue + Crash	0,668		
	A + Fatigue	0,807		
	Crash	0,247		

Die 10 untersuchten Prüfkörpertypen ließen sich somit bezüglich des Kippspiels in den Fatigue-Zyklen in zwei Gruppen aufteilen, die sich in der absoluten Größe des Kippspiels signifikant unterschieden. Die erste Gruppe mit vier Typen, CEM^{TC}, BOL-Ti, BOL-Zr und TIL-Zr, zeigte ein erhöhtes Kippspiel durch die Zyklen des Fatigue-Tests, während die zweite Gruppe mit sechs Typen, MON, TIL-Ti, BOL-Ti^{TC}, BOL-Zr^{TC}, TIL-Ti^{TC} und TIL-Zr^{TC} eine hohe Steifigkeit mit einem Kippspiel nahe null aufwies. Beim Übergang in die Zyklen des Crash-Tests konnten nur zwei Implantate der Gruppe mit geringem Kippspiel ihren Platz behaupten: Bei BOL-Zr^{TC} und TIL-Zr^{TC} ($0,097 < p < 0,247$) blieb die statistische Unauffälligkeit gegenüber dem Nullbereich des Kippspiels erhalten. Bei den Typen TIL-Ti, BOL-Ti^{TC} und TIL-Ti^{TC} stieg durch die erhöhte Belastung das Kippspiel so stark an, dass die Werte statistisch signifikant über den Nullbereich anstiegen ($0,006 < p < 0,016$).

4.4.1. Exzentrizität des Kippspiels

Der Leerwert des Kippspiels von $0,02^\circ$ entsprach einer Auslenkung am Ort der graphischen Aufzeichnung in 135 mm Entfernung vom Prüfkörper (Abb. 13) einem Kreis mit Radius $\tan(0,02^\circ) \cdot 135 \text{ mm} = 0,05 \text{ mm}$. Dieser Wert wurde von den Messwerten der Auslenkungsradien r_1 und r_2 abgezogen (Tabellen 12c – 21c). Abb. 30 zeigt die entsprechend korrigierten Medianwerte der Exzentrizität als Verhältnis größter und kleinster Auslenkung der Kreisfiguren des Kippspiels. Die Auslenkungen schwankten geringfügig um den Wert 1,2. Die Exzentrizität des Kippspiels war damit gering ausgeprägt und es kam in keinem Fall zu extremen Abweichungen von der Kreisform.

Die statistische Analyse zeigte, dass die Prüfkörpertypen ein uniformes Verhalten bezüglich dieses Festigkeitsparameters aufwiesen. Die vergleichende Analyse innerhalb der Messreihen jedes individuellen Prüfkörpertyps zeigte für den Exzentrizitätsparameter über den Verlauf der Belastungstests keine signifikanten Unterschiede ($0,123 < p < 0,998$). Erhöhte Belastung führte nicht zum Anwachsen der Kippspielexzentrizität.

Zwischen den Prüfkörpertypen fand der statistische Vergleich durch den Friedman-Test signifikante Unterschiede mit $p = 0,026$. Der paarweise Vergleich der Messwerte der einzelnen Prüfkörpertypen untereinander durch eine Post Hoc-Analyse zwischen den 45 Vergleichspaaren nivellierte durch die Absenkung des Signifikanzlevels in der Bonferroni-Korrektur die Unterschiede über die Signifikanzschwelle. Nur wenig oberhalb der Signifikanzschwelle lagen dabei die Paare MON und TIL-Zr ($p = 0,056$) sowie MON und TIL-Ti^{TC} ($p = 0,063$).

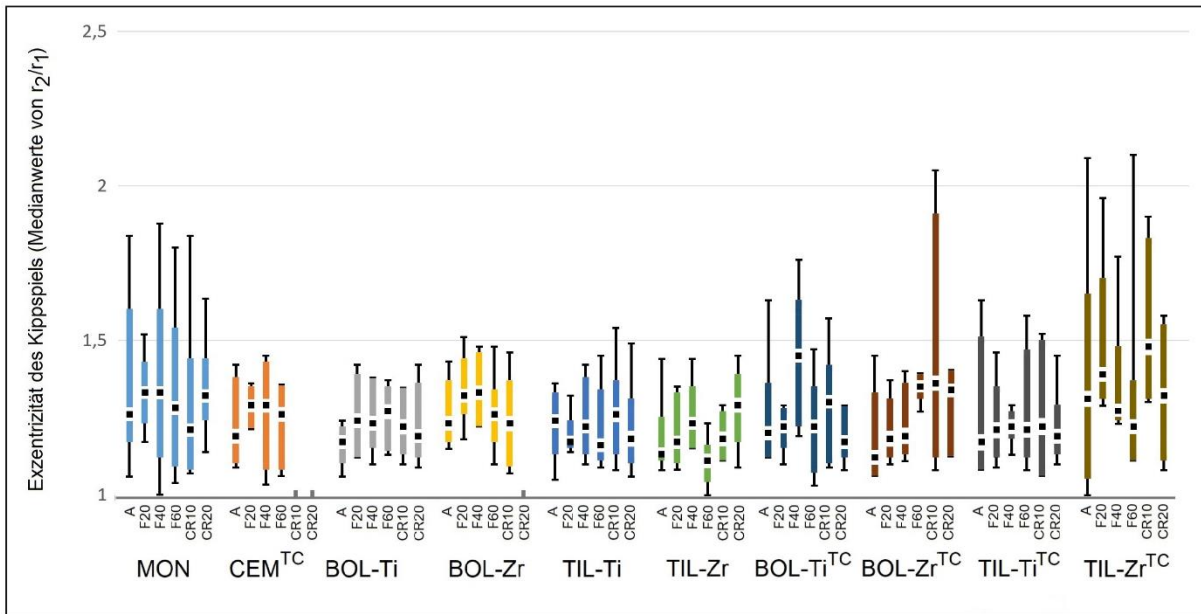


Abbildung 30 Exzentrizität des Kippspiels (Medianwerte) aller Prüfkörpertypen, gegeben als Verhältnis r_2/r_1 , welches dem Verhältnis von größter und kleinster Auslenkung der Kippspielkreisfigur, bestimmt nach jedem Intervall von Fatigue- und Crash-Test, entspricht. Durch Bruchverluste im Laufe der Crash-Tests fehlen beim Prüfkörpertyp CEM^{TC} die Werte des Crash-Tests vollständig. Beim Typ BOL-Zr sind statistische Aussagen nur für CR10 möglich.

5. Diskussion

Ziel dieser Studie ist die Validierung eines neuartigen Testverfahrens für die mechanische Stabilität von dentalen Implantaten. Getestet wurden keramische Implantate aus ZrO_2 , einem nichtmetallischen Material, das zunehmend Verbreitung in der Implantologie findet. Da keramische Werkstoffe grundsätzliche Vorteile, aber auch materialbedingte Nachteile gegenüber dem etablierten metallischen Werkstoff Titan haben, ist die Verfügung eines validierten Prüfverfahrens entscheidend für die Beurteilung der Eignung des relativ neuen Materials in der Prothetik.

Zweiteilige Implantate bieten durch die belastungsfreie Osseointegration viele Vorteile gegenüber einteiligen Systemen, haben jedoch den Nachteil einer fragilen Verbindung zwischen Implantat und Abutment. Eine dauerhaft stabile Verbindung zwischen diesen beiden Komponenten eines Implantatsystems ist unabdingbare Voraussetzung für den klinischen Erfolg. Kommt es zur Lösung der Verbindungskonfiguration zwischen Implantat und Abutment, ist ein erhöhtes Dreh- und Kippspiel im Interfacebereich die Folge, woraus Mobilitäten innerhalb des gesamten Aufbaus entstehen können. Bei Schraubverbindungen kann die Vorspannung der Verbindungsschraube durch Drehmomentverlust verloren gehen. Dadurch können Schraubenlockerungen bis hin zum Bruch der Schraube auftreten. Mechanische Misserfolge äußern sich zudem in Form von Frakturen und Abplatzungen.

Die Literatur zeigt, dass Design, Konstruktion und Material des Implantat-Abutment-Interface entscheidende Faktoren darstellen, damit Implantate den oralen Kaukräften standhalten können [42, 49]. Die Untersuchung von vollkeramischen, zweiteiligen Implantaten aus aktueller Produktion und von aktuellem Design auf ihre mechanische Stabilität und Belastbarkeit ist daher in der Zahnheilkunde ein lohnenswertes Unterfangen, da der behandelnde Zahnarzt bei jedem Patienten vor der Frage der Wahl des geeigneten Implantatmaterials und -designs steht.

5.1. Material und Methode

5.1.1. Prüfkörper

In dieser Studie wurden 60 vollkeramische, ein- und zweiteilige Implantate auf ihre mechanische Festigkeit durch systematische Belastungstests untersucht. Die Prüfkörper wurden alle von einem namhaften europäischen Hersteller zur Verfügung gestellt und basierten auf vier verschiedenen Typen: ein einteiliges Implantat (MON), das gegenüber den zweiteiligen Modellen als Referenz diente, „bone level“-Implantate mit Verschraubungen (BOL), „tissue level“-Implantate mit Verschraubungen (TIL) und Implantate mit zementiertem Abutment (CEM). Die Implantate waren einheitlich 10 mm lang und hatten einen Durchmesser von 4 mm. Für die Verschraubungen der zweiteiligen Implantate wurden sowohl Zirkoniumdioxid- als auch Titanschrauben verwendet, die sowohl ohne als auch mit zementierten Gewinden versehen wurden. Die letztere Gruppe wurde thermisch gealtert (5000 Zyklen; 5 °C/55 °C; je 30 s) unterworfen. Aus den vier verschiedenen Implantatdesigns wurden somit zehn Prüfkörpertypen zu jeweils sechs Exemplaren generiert. Die Implantate wurden in zylindrische Kunststoffblöcke mit Exoxidharzkleber eingebettet. Der Kronenaufbau wurde durch eine zylindrische Metallhülse simuliert, die mit Dentalzement (Panavia) oder Methacrylatkleber (UHU LED-Light Booster, UHU GmbH,

77815 Bühl) auf den Abutments befestigt wurden. Durch einen einheitlichen Abstand zwischen Einbettzylinder und Metallhülse wurden bei der Herstellung der Probenkörper vergleichbare Bedingungen zwischen den verschiedenen Designs hergestellt.

5.1.2. Rotationsschwinger-System

Die Prüfkörper wurden mit einer Rotationsschwinger-Anordnung in Anlehnung an den Industrie-Standard DIN 1311-2 als Alternative zu den gemeinhin üblichen Kausimulatoren [116] belastet. Kausimulatoren sind auf der Basis einer Vielzahl von Studien anerkannte Geräte zur Simulation der natürlichen Zahnbelastung. Eine Belastung mit 1,2 Millionen stoßartigen Impulsen entspricht einer klinischen Zeitspanne von etwa fünf Jahren. Mit einer üblichen Frequenz zwischen 1,2 und 2 Hz erfordert eine solche Untersuchung einen Zeitraum von rund zwölf bis sieben Tagen. WEIßWEILER konnte zeigen, dass das Rotations-Schwinger-System ein geeignetes Prüfgerät ist, um in kurzer Zeit valide Aussagen zu Festigkeit und Bruchbelastungsgrenzen treffen zu können [17]. Die aufzuwendende Zeit für die Untersuchung reduziert sich auf weniger als zwei Stunden. Dieses Gerät ist den bisher routinemäßig für Belastungs- und Alterungstests eingesetzten Kausimulatoren überlegen. Die natürlichen Belastungen werden realitätsnäher simuliert, da die Belastung nicht punktförmig und in eine Richtung, sondern dynamisch und in alle Richtungen erfolgt. Ergebnisse und Messwerte können in bedeutend kürzerer Zeit gewonnen werden [117].

5.1.3. Bestimmung der Auslenkmomente

Durch das verschiebbare Masseglied im Inneren der Schwingertrommel kommt es zu einer Unwucht-Amplitude, die über eine Spiralfeder auf den Probenkörper übertragen wird. Die Anregung erfolgte mit zwei verschiedenen, fest eingestellten Drehzahlen, die festen Kreisfrequenzen entsprachen. Die Größe der Auslenkamplitude wird erheblich von Eigenschaften des am Fußpunkt fixierten Prüfkörpers beeinflusst. Die Belastungen des Fatigue-Tests wurden mit einer hohen Drehzahl des Schwingerkörpers durchgeführt (2000 UpM), die weit von der Resonanzfrequenz des schwingenden Systems entfernt war und somit nur geringe Kräfte übertragen wurden. Im Crash-Test wurden durch die Reduktion der Kreisfrequenz auf 1000 UpM deutlich höhere Kräfte übertragen.

Der durch die Unwucht des Schwingerzylinders kreisförmig erregte Prüfkörper stellt einen Schwinger mit einem Freiheitsgrad dar [118]. Eine wichtige Größe bei der erregten Schwingung ist das Verhältnis η der Erregerkreisfrequenz Ω zur Eigenkreisfrequenz ω_0 des Schwingers, was auch für das Verhältnis der beiden Frequenzen f gilt:

$$\eta = \frac{\Omega}{\omega_0} = \frac{f_{err}}{f_0} \quad (\text{Formel 1})$$

Die Frequenzabhängigkeit der Schwingungsamplituden x bei stationärer harmonischer Erregung wird durch die Vergrößerungsfunktion $V(\eta)$ beschrieben, die bei harmonischer Krafterregung

$$V(\eta) = \frac{x_{\text{err}}}{x_0} = \frac{1}{|1 - \eta^2|} \quad (\text{Formel 2})$$

beträgt. Die Vergrößerungsfunktion gibt das Verhältnis der Amplitude von erzwungener Schwingung x_{err} zur Eigenschwingung x_0 an. Damit gibt V auch an, um wieviel die Amplitude von Schwingungen unter harmonischer Erregung größer ist als die statische Auslenkung unter der gleichen Kraft. Erreicht $\eta = 1$, geht der Vergrößerungsfaktor gegen ∞ , es kommt zur „Resonanzkatastrophe“, die Auslenkung wird unendlich groß. Dieser Fall wurde in den Versuchen aus Sicherheitsgründen vermieden. Die Drehzahlen wurden in Vorversuchen bereits so gewählt, dass nur wenige Probenkörper brachen und die Anregungsfrequenzen deutlich über der Resonanzdrehzahl lagen.

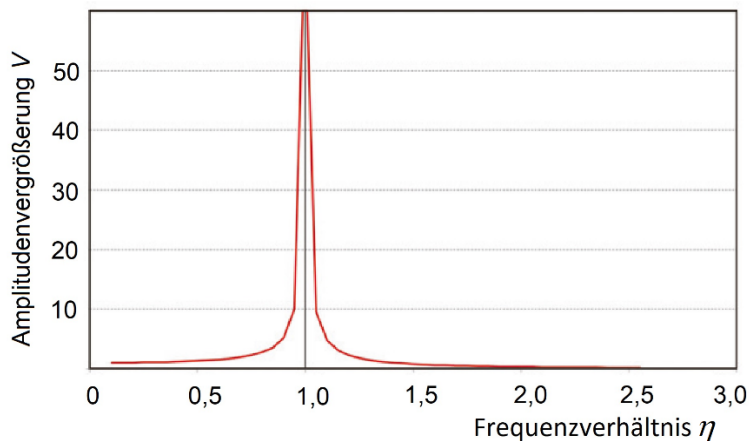


Abbildung 31 Die Funktion Amplitudenvergrößerung V gegen das Verhältnis η von Erregerfrequenz und Eigenschwingungsfrequenz eines Schwingers mit einem Freiheitsgrad (Abb. entnommen Ref. [119]).

Gemäß Formel 2 sind die dynamische Auslenkungskraft und die statische Auslenkungskraft nur dann identisch, wenn $\eta = 0$ ist. Die Übertragung der Auslenkungsmesswerte eines dynamischen Systems auf eine statische Last und hieraus die Bestimmung des zugehörigen Auslenkmoments ist nur erlaubt, wenn Anregungs- und Eigenfrequenz des schwingenden Systems weit genug voneinander entfernt sind. Gemäß Formel 2 beträgt die Differenz bei doppelter Resonanzfrequenz als Erregungsfrequenz 33,3 %, jedoch bei fünffacher Frequenz nur 4,2 % (Abb. 31).

Dieses Phänomen wird durch die entgegengesetzt gerichteten Kräfte von Erregung und erzwungener Schwingung gedeutet. Ist $\eta > 1$, die Erregerfrequenz also höher als die Eigenfrequenz des schwingenden Systems, sind die Schwingungsamplituden $x(t)$ eines ungedämpften Systems zu jedem

$$x(t) = -x_0 \frac{\sin \Omega t}{|1 - \eta^2|} \quad (\text{Formel 3})$$

Zeitpunkt in Gegenphase zur Erregerkraft. Die Erregerkraft wirkt dann ständig gegen die Bewegungsrichtung des schwingenden Systems, wodurch die Schwingungsauslenkungen verringert werden.

Zur Überprüfung des Zusammenhangs zwischen der Höhe der anregenden Kreisfrequenz des Schwingerkörpers und der Eigenfrequenz des jeweiligen Prüfkörpers wurde ein hochgradig starrer Prüfkörper aus einem Stück Werkzeugstahl hergestellt. Die äußeren Abmessungen entsprachen den Abmessungen der untersuchten Implantate (Abb. 32). Durch den starren Aufbau war zu erwarten, dass die Eigenfrequenz dieses Prüfkörpers deutlich über den Eigenfrequenzen der Implantatprüfkörper liegen wird. Im Rotationsschwingerexperiment wurde dies bestätigt. Bei niedriger Anregungsfrequenz von 1000 UpM koppelte der Vollstahl-Prüfkörper mit kaum messbarem Ausschlag von 0,02 mm nur sehr schwach an. Die für diese Auslenkung notwendige Kraft betrug 1 Ncm, was der Ablesegenauigkeit des Drehmomentschraubendrehers entspricht. Bei der höheren Drehzahl von 2000 UpM kam es zu einer deutlichen Ankopplung an das Unwuchtmoment der Schwingertrommel. Die Auslenkung betrug 0,15 mm, einer Kraft von 13 Ncm entsprechend. Das Verhalten dieses starren und rein elastischen Prüfkörpers war bezüglich der Anregungsfrequenz invers zu den mit plasto-elastischen Elementen (Nachahmung des Periimplants mit Epoxydharz-Klebung, unterschiedliches Schrauben-Material, Klebung der Schrauben etc.) und deshalb mit einer deutlich geringeren Eigenfrequenz behafteten Implantat-Prüfkörpern. Die hohe Kraft wurde auf das Stahl-Proforma bei der hohen Drehzahl übertragen, nicht bei der niedrigen. Die Erklärung liegt in der weitaus höheren Eigenfrequenz des Vollstahl-Körpers, die jetzt oberhalb der 2000 UpM entsprechenden Kreisfrequenz liegt.



Abbildung 32 Prüfkörper aus Werkzeugstahl, aus einem Stück gedreht. Durchmesser an der breiteren Basis 12 mm, am dünneren Kopf 6 mm.

Vor Beginn der Belastungstests wurden die Auslenkmomente für die Prüfkörpertypen bestimmt (Tabelle 24). Der Median der Auslenkmomente aller Prüfkörper betrug unter Fatigue-Bedingungen mit erstem und drittem Quartil 15,5 Ncm (13,0/19,0), wobei die Auslenkungen zwischen 0,45 und 0,80 mm für die verschiedenen Prüfkörpertypen schwankten. Unter den Bedingungen des Crash-Tests erhöhten sich die Auslenkungen auf 2,00 bis 3,10 mm, der Median der Kräfte stieg auf 52,0 (41,5/61,0) Ncm an.

Abbildung 33 zeigt den Zusammenhang zwischen senkrecht zur Implantat-Achse einwirkender statischer Kraft und der zugehörigen Auslenkung für alle Prüfkörper. Erwartungsgemäß erschienen die Messwerte getrennt in zwei deutlich separierten Feldern. Bei den niederen Kräften der Fatigue-Tests lagen die Messpunkte relativ dicht beieinander. Beim Übergang zu den hohen Kräften des Crash-Tests streuten die Werte der Prüfkörper hingegen deutlich stärker. Bei kleinen einwirkenden Kräften reagierten die verschiedenen Prüfkörper mit ähnlichen Auslenkungen. Es existierte eine Grundbiegsamkeit, die allen Prüfkörpern innewohnt. Bei hohen Kräften kam es zu einem diversen, individuellen Verhalten der Prüfkörper. Es bestand kein linearer Zusammenhang zwischen Auslenkmoment und Auslenkung. Die beste Regressionskurve wurde durch ein Polynom erreicht und zeigte eine starke Abflachung. Für sämtliche Prüfkörper sank die Kraft, die für eine bestimmte Auslenkung notwendig ist, mit steigender Auslenkung und umgekehrt.

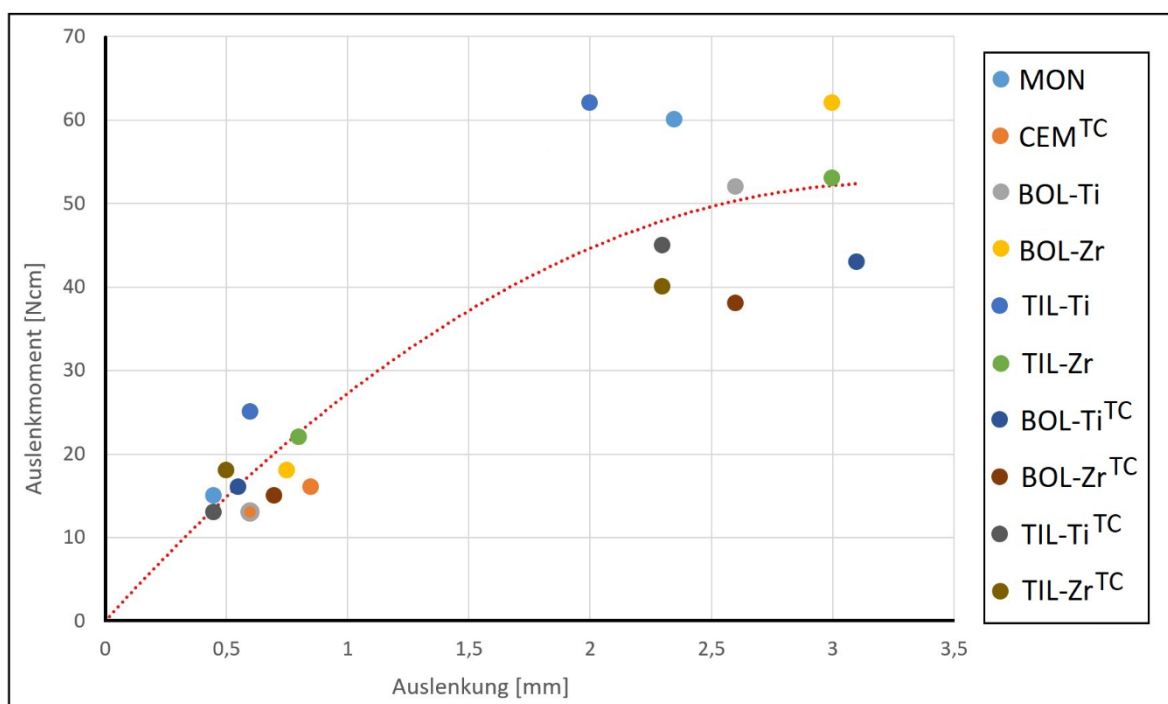


Abbildung 33 Auslenkmoment [Ncm] als Funktion der Auslenkung [mm] für die einzelnen Prüfkörpertypen, gemessen vor Beginn der Belastungszyklen. Zur Einwirkung kamen die sich durch die Schwinggerrotation einstellenden Kräfte gemäß den Parametern für Fatigue- und Crash-Test. Die rote gepunktete Linie ist die an alle Punkte und den Ursprung des Diagramms angepasste polynomische Ausgleichsfunktion (Polynom 2. Grades, $y = -4,9362x^2 + 32,154x$; $R^2 = 0,859$).

In die Relation zwischen der Höhe des einwirkenden Auslenkmoments und der Auslenkung wirkten viele Parameter ein, da mehrere Stellen im Implantataufbau elastische Verformungen ermöglichten: der Kunststoffbasiszylinder, das Epoxidharz zur Einbettung des Implantats, die Klebung Abutment-Stahlhülse (mit verschiedenen Klebern, Methacrylat und Dentalzement), der Einfluss des Thermocyclings, elastische Titan- und starre ZrO_2 -Schrauben, verschiedenes Implantatdesign (langer und dünner Implantathals bei den BOL-Typen und deutlich stabilere Verbindung bei den TIL-Typen, siehe Abb. 4).

Das Zusammenwirken all dieser Parameter erzeugte ein kaum vorhersagbares Verhalten auf senkrecht zur Implantat-Achse wirkende Auslenkmomente der Schwingertrommel. Tatsächlich bestand kein Zusammenhang zwischen der Performance der verschiedenen Prüfkörpertypen beim Durchlaufen der Fatigue- und Crash-Tests (siehe Abschnitt 5.6.) und der Auslenkung bei Einwirkung einer gegebenen Kraft senkrecht zur Implantat-Achse.

Der Typ CEM^{TC} fiel unter den Crash-Test-Bedingungen durch eine kleine Auslenkung bei zugleich kleinen Kräften auf, was sich von allen anderen Prüfkörpertypen unterschied. In Abbildung 33 liegen beide Auslenkmoment-Auslenkung-Punkte dieses Prüfkörpertyps im Feld der Fatigue-Messwerte der übrigen Prüfkörper. Die Werte dieses Typs wurden bei der Bildung der Medianwerte und Mittelwerte der Auslenkungen im Crash-Test nicht berücksichtigt. Offenbar koppelte dieser Typ nicht wie die anderen Prüfkörper an das schwingende System an, möglicherweise durch seine Bauart bedingte abweichende Eigenfrequenz. Auffällig war, dass sich dieser Prüfkörpertyp als überaus bruchanfällig erwies und alle Exemplare bei verschiedenen Stadien der Belastungstests mit demselben Bruchbild versagten.

5.2. Frakturen

Von den 60 Prüfkörpern, die in Form zehn verschiedener Prüfkörpertypen den Belastungstests unterworfen wurden, überlebten 43 alle Stadien der Belastungstests, 17 Prüfkörper versagten durch Bruch in verschiedenen Stadien der Tests, was einer Versagensquote von 28,3 % entspricht. Die Bruchhäufigkeit und Versagensrate stieg beim Übergang von den Fatigue-Tests in die Crash-Test-Phase deutlich an. In der von WEIßWEILER durchgeführten Studie, in der mit dem Rotationsschwinger-System unter identischen Versuchsbedingungen die Stabilität von zweiteiligen Titanimplantaten untersucht wurde, ergab sich eine Gesamtversagensquote von 35,2 % [17]. Die untersuchten vollkeramischen Implantate erwiesen sich von der Versagensquote her nicht nur als ebenbürtig, sondern den Titanimplantaten sogar überlegen. Dies steht im Gegensatz zur Untersuchung von PREIS et al., die verschiedene zweiteilige, geschraubte und geklebte ZrO₂-Implantat-Abutment-Kombinationen auf mechanische Stabilität untersuchten und eine hohe Bruchquote fanden, während das als Referenz dienende Titanimplantat den Belastungen standhielt [85]. Auch STIMMELMAYR et al. kommen in ihrer Studie durch vermehrte Bruchereignisse zu dem Schluss, dass zweiteilige verschraubte ZrO₂-Implantate eine geringere Stabilität als solche aus Titan aufweisen [91].

Allerdings unterschieden sich die verschiedenen untersuchten Prüfkörpertypen in ihrem Bruchverhalten deutlich (Abb. 16). Bei fünf Typen, MON, TIL-Ti, TIL-Zr, BOL-Ti^{TC} und TIL-Ti^{TC} überlebten alle Prüfkörper sämtliche Tests, einschließlich der hohen Belastungen im Crash-Test. Neben dem sehr stabilen einteiligen Typ MON befanden sich in dieser Gruppe drei Typen mit Titanschrauben und drei Implantate vom Tissue-Level-Design (TIL). Die Stabilität von einteiligen ZrO₂-Implantaten und deren Ebenbürtigkeit gegenüber Titanimplantaten wurde bereits von KOHAL et al. festgestellt [6]. In dieser Gruppe war das einzige Bone-Level-Implantat (BOL) mit einer zementierten Titanschraube versehen und der einzige mit einer ZrO₂-Schraube versehene Prüfkörpertyp war ein TIL-Typ-Implantat.

Bei zwei Prüfkörpertypen, BOL-Ti und TIL-Zr^{TC}, kam es jeweils zu einem Bruch der jeweils sechs Prüffexemplare im Verlauf der Crash-Tests im ersten Zyklus CR10. Die übrigen jeweils fünf Prüffexemplare überstanden die Testläufe unbeschadet. Hieraus ergibt sich eine große Gruppe von insgesamt sieben bruchstabilen Prüfkörpertypen.

Deutlich geringer bruchstabil waren die beiden Typen BOL-Zr und BOL-Zr^{TC}. Alle Prüfkörper beider Typen überlebten die Fatigue-Zyklen. Allerdings frakturierten bei BOL-Zr im Verlauf der Crash-Tests alle sechs Prüfkörper und bei BOL-Zr^{TC} drei der Prüfkörper, davon zwei bereits kurz nach Beginn der hohen Belastung.

Als hochgradig bruchgefährdet erwies sich der Typ CEM^{TC}. Hier frakturierten schon zu frühen Zeitpunkten des Fatigue-Tests zwei Exemplare, drei weitere Exemplare kurz nach Beginn der Crash-Phase und das letzte verbliebene Exemplar kurz vor Ende der Crash-Belastung, sodass kein Prüfaxemplar die kompletten Belastungszyklen überstand.

Die visuelle Inspektion der gebrochenen Implantate ergab ein für den jeweiligen Prüfkörpertyp typische Bruchbilder mit deutlichen Unterschieden zwischen den einzelnen Typen. Alle frakturierten Exemplare vom Typ CEM^{TC} zeigten einen glatten Bruch am Interface ohne erkennbare Splitterung oder Rissbildung (Abb. 17). Prüfkörpertypen mit geklebten ZrO₂-Schrauben (BOL-Zr^{TC} und TIL-Zr^{TC}) wiesen ein ausgeprägt unterschiedliches Bruchverhalten gegenüber den frakturierten ungeklebten Typen (BOL-Zr und BOL-Ti) auf. Implantate mit geklebten Schrauben brachen am Interface, das Gewinde der Schraube verblieb im Implantatkörper. Die Sechskantverbindung zwischen Implantat und Abutment blieb unbeschädigt, die Prüfung auf Rissbildung war negativ. Frakturierte Prüfkörper ohne geklebte Schrauben hingegen splitterten am Abutmenthals. Der Sechskant wurde zerstört und seine Reste blieben im Implantatkörper zurück. Die Titan-Schraube wies keine sichtbaren Beschädigungen auf, während die ZrO₂-Schraube von BOL-Zr am Gewinde abbrach. Die Prüfung auf Risse ergab für diese Typen jeweils ein charakteristisches Muster von radial verlaufenden Rissen im Implantatkörper. Es muss davon ausgegangen werden, dass sich vor dem Versagen beim den ungeklebten Prüfkörpern die Abutmentschrauben lösten und durch das große Spiel des Abutments im Implantat hohe Kräfte auf die Innenwände des Implantats übertragen wurden, welche die Rissbildungen hervorriefen.

Die Resultate decken sich teilweise mit der in vitro-Belastungsstudie von KAMMERMEIER et al. aus dem Jahr 2016 [120]. Unter den getesteten Implantaten waren zu den in der vorliegenden Arbeit eingesetzten Implantaten vergleichbare Typen getestet worden, darunter ein zweiteiliges Implantat mit geklebtem Abutment, ähnlich dem Typ CEM^{TC} und ein einteiliges Implantat, ähnlich dem Typ MON mit jeweils 4 mm Durchmesser. Nach thermischem Altern (18.000 Zyklen, 5/55 °C) und Kausimulator-Belastung mit 100 N unter einem Winkel 45° zur Implantat-Achse brach die Mehrzahl dieser beiden Prüfkörpertypen bereits zu Beginn der Kausimulationsbelastungen, und keines überlebte das volle Belastungsprogramm. Die Bruchinstabilität von Implantaten des CEM^{TC}-Typs konnte somit bestätigt werden. Hingegen erwies sich der einteilige Typ MON im Rotationsschwinger als außerordentlich robust und überlebte mit allen Prüfaxemplaren sämtliche Tests.

5.3. Lösedrehmoment

Eine der häufigsten Ursachen für das Versagen prothetischer zweiteiliger Implantatkonstruktionen ist die Lockerung der Abutmentschraube [66, 121].

Beim Anziehen einer Schraube in einem Gewinde oder einer Mutter geht die rotatorische Bewegung in eine translatorische Bewegung über. Durch die Gewindesteigungen von Schraube und Mutter wird

die Schraube durch die Anzugskraft in die Länge gedehnt, während das Innengewinde der Mutter gestaucht wird. Die dabei auftretende Kraft zwischen den beiden Bauteilen wird Vorspannung oder auch Klemmkraft genannt. Generell gilt das Hook'sche Gesetz für die Proportionalität zwischen angreifender Kraft und Ausmaß der Verformung. Eine hohe Vorspannung, die durch hohe Anzugsdrehmomente erreicht wird, ist günstig für den Erhalt des Anzugsmoments der Verschraubung. Allerdings darf das Anzugsmoment nicht über den Bereich der elastischen Verformung des Gewindes gesteigert werden, in welchem das Hook'sche Gesetz gilt. Stärkere Anzugsmomente führen zu irreversiblen Verformungen oder zum Bruch eines Gewindes. Generell wird nur ein kleiner Teil des angewandten Anzugsdrehmoments in die Gewindedformationen umgesetzt, der weitaus größte Teil wird für die Überwindung der Reibungen zwischen den Gewindegängen und der Kontaktfläche unter dem Schraubenkopf benötigt. Alle drei Vorgänge sind energieaufwändig und müssen beim Anziehen der Schraube aufgebracht werden. Beim Lösen der Schraube erwartet man daher im Allgemeinen ein kleineres Drehmoment als beim Anziehen, da nur die Reibungen zwischen den Gewindegängen und am Schraubenkopf überwunden werden müssen (sog. technischer Schraubfall). Die Energie, die zur Deformation eines Gewindes aufgewendet wurde, wird dagegen bei der Entspannung des Gewindes wieder freigegeben. Sollte das Lösedrehmoment dennoch höher sein als das Anzugsmoment, sind zusätzliche Reibungen durch Rauigkeiten der Oberflächen oder durch Korrosion aufgetreten [122, 123].

Bei den untersuchten Implantaten, deren Abutmentschrauben nicht geklebt waren und deren Lösedrehmomente bestimmt wurden, wurden hohe Lösemomentverluste bereits vor der Belastung beobachtet. Die Prüfkörpertypen waren von diesem Verlust unterschiedlich betroffen. Alle vier untersuchten Typen, BOL-Ti, BOL-Zr, TIL-Ti und TIL-Zr hatten ein ZrO_2 -Gewinde in der Implantatfixtur, die Typen BOL-Zr und TIL-Zr eine ZrO_2 -Abutmentschraube, die beiden übrigen Typen BOL-Ti und TIL-Ti eine Schraube aus Titan-Metall. Die Lösedrehmomentverluste vor den Belastungstests waren bei BOL-Zr mit 73,33 % sehr hoch, bei TIL-Zr mit 43,33 % und BOL-Ti mit 40 % hoch und lediglich bei TIL-Ti mit 23,33 % im niedrigen Bereich (Tab. 2). Der sehr hohe und der eine hohe Verlust betreffen ZrO_2 -Implantate mit ZrO_2 -Abutmentschrauben, der andere hohe und der niedere Lösemomentverlust werden bei ZrO_2 -Implantaten mit Titanschrauben beobachtet. Einen hohen Verlust an Abutmentschrauben-Drehmoment hatten bereits WEIßWEILER und NIEDERMEIER [117] beobachtet, die Titan-basierte und Ti-verschraubte Implantate untersuchten. Die Verluste vor Beginn der Belastungstests betrugen zwischen 32,06 und 19,66 %. Gewindeverbindungen aus Metall ermöglichen deutlich höhere empfohlene Anzugsmomente (25-30 Ncm) als solche aus keramischem Material, die nur bis zu 15 Ncm bei ZrO_2 -Gewinden betragen. Durch die höheren Anzugsmomente haben Titan-basierte zweiteilige Implantate einen intrinsischen Vorteil gegenüber ZrO_2 -basierten Systemen.

Das Material Y-stabilisiertes ZrO_2 hat einen Young-Modulus von 210 GPa, was eine sehr hohe Steifigkeit und großen Widerstand gegenüber Deformationen anzeigt, wohingegen Ti-Metall mit 110 GPa deutlich elastischer und deformierbarer ist. Längendehnung bzw. -schrumpfung von ZrO_2 -Gewinden ist daher im Gegensatz zu metallischen Werkstoffen schwerer zu bewirken. Ist im Verbund Schraube-Implantat zudem wenig Reibung vorhanden, wird sich ein angezogenes Gewinde bzw. eine angezogene Schraube aus dem Werkstoff ZrO_2 deutlich leichter lösen lassen als eine Metallschraube in einem Metallgewinde. Sobald beim Lösevorgang die primäre Reibung überwunden ist, wird die hohe Deformationsenergie, die als potentielle Energie in der Deformation der ZrO_2 -Gewinde steckt, schnell unter Relaxation der Gewinde in die ursprünglichen Abmessungen freigesetzt. DHINGRA et al. zeigten, dass sich Titan-Abutmentschrauben beim Anziehen mit einem Moment von 35 Ncm in Ti-Implantaten und in

ZrO₂-Implantaten verschieden verhalten. Die Abutmentschrauben erfuhren eine Längendehnung von 121 µm im Ti-Gewinde, aber nur 88 µm im ZrO₂-Gewinde. Der Lösedrehmomentverlust war entsprechend beim ZrO₂-Implantat mit 18 % höher als beim Ti-Implantat mit 13,5 % [108].

Die Frage, ob eine Schraubenlockerung durch die Drehrichtung des Fliehkraftvektors im Rotationschwinger verursacht wurde, konnte durch Zusatzversuche geklärt werden. Dazu wurden Prüfkörper des Typs TIL-Ti verwendet. Die Titan-Abutmentschraube wurde mit 15 Ncm Moment angezogen und die 20-Minuten-Fatigue- und 10-Minuten-Crash-Tests durchlaufen, wobei die Drehrichtung des Antriebsmotors jeweils gewechselt wurde. Die Lösemomente lagen bei allen Läufen bei 13±1 Ncm. Demnach hatte die Drehrichtung des Antriebs keinen Einfluss auf das Lösedrehmoment der Abutmentschraube.

Die statistische Analyse ergab, dass sich die vier untersuchten Prüfkörpertypen im Verlust des Anzugsdrehmoments signifikant unterscheiden, was erlaubte, sie in eine Rangfolge steigenden Verlusts TIL-Ti < BOL-Ti < TIL-Zr < BOL-Zr zu stellen. Es zeigte sich, dass die mit ZrO₂-Schrauben versehenen Implantate deutlich höhere Verluste aufwiesen und dass die Tissue-Level-Modelle den Bone-Level-Typen überlegen waren. Die statistische Analyse ergab jedoch auch, dass für jeden Prüfkörpertyp im Verlauf der Belastungstests keine signifikanten Unterschiede im Lösemoment der Abutmentschrauben auftraten. Der anfängliche Drehmomentverlust ohne Belastung und die vier Messwerte, die nach den einzelnen Zyklen der Belastungstests erhalten wurden, sind im Rahmen der statistischen Schwankungen gleich. Das viermalige Lösen und Wiederanziehen der Abutmentschrauben im Verlauf der Belastungstests hatte keinen signifikanten Einfluss auf den Anzugsmomentverlust. Dies zeigte, dass die Lösemomentverluste im Wesentlichen vom jeweiligen Typ und dessen Konstruktion abhängen, nicht von Zeitdauer und Höhe der Belastung. Vergleichbare Resultate wurden von NAKANO et al. [124] erzielt, die verschieden zusammengesetzte Prüfkörper aus reinem Titan und aus Ti-Implantaten mit ZrO₂-Abutments, alle fixiert mit Ti-Schrauben, im Kausimulator belasteten (1.000.000 Zyklen, 37 °C, 300 N, 2Hz, Anzugsmoment Ti-Ti 20 Ncm, für Ti-ZrO₂ 30 Ncm). Die Prüfkörper zeigten ein deutlich reduziertes initiales Lösemoment, das in der Gruppe mit ZrO₂-Abutments um 4,78 Ncm, in der Ti-Ti-Gruppe nur um 1,28 Ncm verringert war. Nach den Belastungszyklen beobachteten die Autoren keine signifikanten Unterschiede in den Lösemomenten zwischen den verschiedenen Prüfkörpertypen. Dies stand im Einklang mit den hier gefundenen Resultaten. Die Prüfkörper mit Titan-Schrauben (TIL-Ti und BOL-Ti) unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

Abhilfe zum Erhalt des Anzugsmoments könnte durch Aufräuen von Schraubengewinde und/oder Implantatgewinde durch geeignetes Sandstrahlen bewirken, da so die Reibungskräfte zwischen den Bauteilen erhöht würden. Möglicherweise birgt dieser Vorschlag aber auch die Gefahr der Erhöhung der Wahrscheinlichkeit von Schraubenbruch beim Anziehvorgang durch die erhöhte Reibung. Eine weitere Möglichkeit ist die Fixierung der Schraube, indem das Gewinde der Abutmentschraube vor dem Zusammenbau des Implantats mit einem Dental-Zement wie *PANAVIA* eingestrichen wird. Nach dessen Aushärtung bleibt die Schraube fixiert im Implantat. Eine Vergleichsgruppe von Prüfkörpern wurde im Rahmen dieser Arbeit nach diesem Verfahren hergestellt und nach identischem Protokoll belastet. Die Schraubenfixierung durch Gewindeklebung hat einen deutlich stabilisierenden Effekt für die Implantat-Abutment-Fixtur (siehe Abschnitt 5.6.). Nachteil dieses Vorgehens ist der Verlust der Möglichkeit, die Fixtur wieder zu lösen, falls Abutmentlockerungen festgestellt werden oder andere Probleme auftauchen, welche die Herausnahme des Abutments erforderlich machen.

5.4. Drehspiel

Die zweiteiligen, vollkeramischen Implantate vom Typ BOL und TIL waren mit einer innenliegenden Sechskantsteckverbindung ausgestattet. Die Hexagon-Verbindungen von Implantaten und Abutments beider Implantattypen TIL und BOL wiesen ein kleines Spiel auf. Nach dem Zusammenstecken von Abutment und Implantat mit geringer Kraft und ohne fixierende Schraube wurde bei beiden Typen ein Drehspiel von 6° gemessen. Dieses Spiel spiegelt die Größenunterschiede der beiden Sechskante wieder. Die notwendige Verbindung zwischen Implantat und Abutment wurde auf vier verschiedene Weisen hergestellt. Es kamen ZrO_2 -Schrauben und Titan-Schrauben zum Einsatz, jeweils mit geklebten und ungeklebten Schraubverbindungen. Das Anzugsmoment betrug einheitlich 15 Ncm gemäß der Empfehlung des Herstellers.

Die Prüfung auf rotatorische Freiheit zwischen Abutment und Implantat wurde für alle Prüfkörper sowohl vor Beginn der Belastungen als auch nach jedem Intervall von Fatigue- und Crash-Test durchgeführt. Die Messergebnisse ergaben ein nicht vollkommen einheitliches Bild. Vier Prüfkörpertypen, MON, BOL-Ti, TIL-Ti und TIL-Zr erwiesen sich als hochgradig stabil und zeigten kein messbares Drehspiel nach allen Belastungstests. Eine zweite Gruppe mit drei Prüfkörpertypen, CEM^{TC}, BOL-Ti^{TC} und TIL-Ti^{TC} schloss sich der ersten Gruppe dicht an. Hier wurden für die beiden Typen CEM^{TC} und BOL-Ti^{TC} kleine Anfangsdrehspiele gemessen, die im Verlauf der Belastungen verschwanden. Für TIL-Ti^{TC} wurde im Fatigue ein geringes Spiel beobachtet. Diese kleinen Drehspielwerte von $\leq 0,5^\circ$ sind statistisch nicht signifikant von den völlig steifen Prüfkörpern verschieden. Bei den Prüfkörpern des Typs TIL-Zr^{TC} wurde im Verlauf der Fatigue-Tests zwei Mal ein Drehspiel von 1° beobachtet. Auffällig war, dass nur die beiden Prüfkörpertypen BOL-Zr und BOL-Zr^{TC} ein erhöhtes Drehspiel zeigten. Bei BOL-Zr lockerte sich der Abutment-Aufbau unter den Crash-Test-Bedingungen, was sich in einem erhöhten Drehspiel von 3° im Crash-Test CR10 ausdrückte. Im zweiten Intervall des Crash-Tests CR20 brachen sämtliche Prüfkörper dieses Typs in der Fortführung der Belastung. Der Typ BOL-Zr^{TC} mit geklebter ZrO_2 -Schraube fiel mit überdurchschnittlichem Drehspiel aus der Reihe und hob sich in der statistischen Analyse von fünf der anderen Prüfkörpertypen signifikant ab. Schon vor Belastung hatte dieser Typ ein messbares Drehspiel von 1° , das sich für die überlebenden Exemplare bis auf $4,5^\circ$ am Ende des Crash-Tests CR20 steigerte. Während der Crash-Belastung frakturierten drei der sechs Prüfxemplare dieses Typs. Die überlebenden Exemplare erreichten ein Drehspiel von bis zu 7° , was sich im Rahmen der Messgenauigkeit mit dem fixturlosen Spiel zwischen den beiden hexagonalen Verbindungsflächen deckt. Bei einem Drehspiel in dieser Größe musste daher von einem Schraubenbruch oder einer vollkommenen Schraubenlockerung ausgegangen werden. Alle anderen Prüfkörpertypen erreichten deutlich geringere Drehspiele. Der höchste gemessene Wert für BOL-Ti betrug 4° , für TIL-Zr^{TC} 2° .

In der Bilanz zeigten sich die verschiedenen Implantat-Abutmentsysteme als sehr robust gegenüber einem Anwachsen der rotatorischen Freiheit bei zunehmender Belastung. Eine naheliegende Begründung für die erhöhten Drehspiele der beiden Bone Level-Typen mit ZrO_2 -Schrauben wurde nicht gefunden. Ein Unterscheidungsmerkmal der Bone Level-Implantate war der sehr dünne Implantathals mit dem kleinsten Durchmesser direkt an der Oberfläche der zylindrischen Kunststoffbasis, welche den Kieferknochen simuliert. Möglicherweise waren, durch diese Konstruktion bedingt, die durch den Schwinger übertragenen Kräfte bei diesem Design besonders hoch, sodass die ZrO_2 -Schrauben den Kräften nicht standhalten konnten. Die zugehörigen Ti-verschraubten Prüfkörper BOL-Ti und BOL-Ti^{TC}

hingegen überlebten alle Belastungen, bei BOL-Ti ohne dass ein Drehspiel gemessen werden konnte, bei BOL-Ti^{TC} mit einem minimalen Anfangsdrehspiel.

WEIßWEILER zeigte, dass Titanimplantate, die im Rotationsschwinger belastet wurden, deutliche Verschleißerscheinungen im Sechskantbereich erfuhren. Die in der zugehörigen Studie gefundenen Drehspiele erreichten nach den Fatigue-Tests im Mittel 2,7° und nach den Crash-Tests mit Maximalwerten von 6° ein hohes Niveau [17]. Metallimplantate sind offenbar gegenüber Drehspiellockerungen empfindlich, was in der plastischen Verformbarkeit von Metallen wie Titan begründet ist. Über die Deformation von Sechskantverbindungen und Verlust des Formschlusses durch rotatorische Kräfte bei Titanimplantaten wurde schon mehrfach berichtet [125]. PRISCO et al. konnten zeigen, dass Titan-basierte zweiteilige Implantatverbunde mit ZrO₂-Abutments ein Drehspiel von 2° aufweisen, das durch thermisches und mechanisches Altern nicht signifikant beeinflusst wird [81]. Jedoch fanden STIMMELMAYR et al. auch bei zweiteiligen Vollkeramik-Implantaten mit Hexagon-Verbindungen und verschiedenen Schraubenmaterialien aus Gold, Titan und PEEK-Kunststoff nach Kausimulatorbelastung im 30°-Winkel zur Implantatachse hohe Drehspiele zwischen 8 und 11,6°, die auf hohe Fertigungstoleranzen zurückgeführt wurden [91]. JUNQUEIRA et al. nehmen ein Rotationsspiel von weniger als 5° als Bedingung für eine optimale Stabilität an [126]. Die in der vorliegenden Studie gefundenen Drehspielstabilitäten lassen somit auf ein gutes Belastungsverhalten der im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Implantate schließen.

5.5. Kippspiel

Die Erfassung der Kippspiele aller Prüfkörper nach allen Zyklen der Belastungstests ergab trotz des vergleichsweise hohen an die Implantat-Achse angelegten Drehmoments von 28 Ncm nur kleine Verbiegungen von weniger als 0,6° im Medianwert. Bis auf zwei Ausnahmen, die unterhalb der Signifikanzschwelle lagen, waren die Kippspiele unabhängig von der Belastung und nahmen im zeitlichen Verlauf der Belastungstests und auch bei der erhöhten Last der Crash-Tests nicht zu.

Große Unterschiede ergaben sich jedoch beim Vergleich der einzelnen Prüfkörpertypen untereinander. Das Feld der zehn Prüfkörper zerfiel mit hoher Signifikanz in zwei Gruppen, starre Prüfkörpertypen mit Kippspiel unterhalb und biegsame mit Kippspiel oberhalb der Schwelle von 0,2°.

Es zeigte sich, dass sich das Kippspiel der Prüfkörpertypen CEM^{TC}, BOL-Ti, BOL-Zr und TIL-Zr signifikant von dem des auf null gesetzten MON unterschieden ($0,003 < p < 0,044$), während sich die Prüfkörpertypen TIL-Ti, BOL-Ti^{TC}, BOL-Zr^{TC}, TIL-Ti^{TC} und TIL-Zr^{TC} nicht von dem in allen Werten auf null gesetzten MON unterschieden ($0,054 < p < 0,903$). Die gemessenen Kippspiele des unter den Bedingungen des Tests als vollkommen starr angenommenen monotypischen Implantattyps MON wurde als „Leerwert“ angenommen. Es erschien zulässig, die Kippspiele dieser fünf starren Typen, TIL-Ti, BOL-Ti^{TC}, BOL-Zr^{TC}, TIL-Ti^{TC} und TIL-Zr^{TC}, die sich relativ zu MON alle im Bereich $\pm 0,05^\circ$ bewegen, ebenfalls als null anzunehmen. In Abb. 29 ist dies durch einen entsprechend verbreiterten Bereich um die Abszisse verdeutlicht. Alle Auslenkungen, die in diesem Bereich auftraten, schwankten um diese „wahre“ Nulllinie. Der Zahlenwert dieses Leerwerts wurde auf Grundlage der statistischen Vergleiche auf 0,02° festgelegt und dieser Wert von den gemessenen Kippspielen der Gruppe der biegsamen Prüfkörpertypen, CEM^{TC}, BOL-Ti, BOL-Zr und TIL-Zr um diesen Leerwert verringert (Tab. 7 und Abb. 29).

Erklärbar wurde dieses kleine, systematisch beobachtete Kippspiel durch die im Aufbau anwesende, zwei Mal vorhandene Klebung zwischen Implantat und zylindrischem Basiskörper sowie zwischen Abutment und Stahlhülse als Kronenersatz. Die intrinsische Elastizität der ausgehärteten Klebstoffe sorgte für eine geringe, aber detektierbare Biegsamkeit. Zudem war die für die Kippspielmessung angewandte Kraft mit 28 Ncm relativ hoch. Durch diese innere Elastizität käme ohne eine passende Korrektur ein systematischer Fehler in die Ergebnisdiskussion, da die ermittelten Kippspiele alle um einen „Leerwert“ zu hoch erhalten wurden.

Auffällig ist, dass alle Implantate mit geklebten Schrauben sich in der Gruppe der hochgradig steifen Typen befanden. Zu dieser Gruppe gehörte das einteilige Implantat MON und als einziger Prüfkörpertyp ohne Schraubenklebung TIL-Ti. Die übrigen Implantate waren ohne Klebung der Abutmentschraube und wiesen mehrheitlich ein erhöhtes initiales Kippspiel vor der Belastung als auch im Verlauf der Fatigue-Zyklen auf. Das bruchanfällige Implantat CEM^{TC} gehörte trotz Klebung in diese Gruppe. Durch die hohe Belastung im Verlauf der Crash-Zyklen erreichten auch die Prüfkörpertypen der steifen Gruppe Kippspiele oberhalb der Schwelle von 0,05°. Lediglich MON, BOL-Zr^{TC} und TIL-Zr^{TC} konnten ihre Stellung in der steifen Gruppe auch unter hoher Belastung behaupten.

Die gewählte Methode zur Bestimmung des Kippspiels über die Aufzeichnung der Kippspielfigur durch einen Stift auf der Implantat-Achse bei Rotation des Drehmoments um 360° um diese Achse erlaubte es, die Winkelabhängigkeit des Drehspiels zu erfassen. Die Extremwerte des Kippspiels wurden durch Messung des kleinsten und größten Radius der Kippspielfigur ermittelt und die Werte der Korrektur um den Leerwert unterworfen. Die statistische Auswertung zeigte, dass sich für alle Prüfkörpertypen keine Signifikanz im Sinne einer ausgeprägten Exzentrizität des Kippspiels ergab. Alle Typen zeigten dasselbe Verhältnis von etwa 1 : 1,2 zwischen kleinster und größter Auslenkung bei der 360°-Rotation der Biegekraft um die Implantat-Achse.

5.6. Vergleich der verschiedenen Prüfkörpertypen

Die umfangreichen Untersuchungen der zehn verschiedenen Prüfkörpertypen nach den verschiedenen Parametern der mechanischen Stabilität ermöglichen es, Vergleiche anzustellen und Korrelationen zwischen den Parametern zu finden. Zu diesem Zweck wurde das Abschneiden der Prüfkörper in jeder der vier Disziplinen Bruchhäufigkeit, Drehspiel, Kippspiel und Drehmomentverlust mit einem Punktesystem bewertet (Tab. 9). Das Merkmal „Drehmomentverlust der Abutmentschraube“ wurde aus der Bilanz der Bewertung herausgenommen, da dieser Parameter nur an den vier Prüfkörpertypen mit ungeklebten Abutmentschrauben gemessen werden konnte. Eine Punktbewertung nur für diese vier Typen würde das Gesamtergebnis verfälschen. Diese Parameter werden zur vergleichenden Bewertung herangezogen (siehe Tab. 10).

Die Punktesumme über die Disziplinen Bruchhäufigkeit, Drehspiel und Kippspiel zeigt deutlich eine Spitzengruppe mechanisch besonders stabiler Prüfkörper, welche die Typen MON, TIL-Ti, TIL-Zr, BOL-Ti^{TC} und TIL-Ti^{TC} mit je ≥ 10 Punkten umfasst. Dicht gefolgt wird diese Gruppe von den zwei geringfügig schwächer abschneidenden Typen BOL-Ti und TIL-Zr^{TC} (je 9 Punkte). Deutlich zurück fallen hingegen die drei Prüfkörper CEM^{TC}, BOL-Zr und BOL-Zr^{TC}. In dieser letzten Gruppe ist die ausgeprägte Bruchstabilität mit mittelmäßigen bis schwachen Werten im Drehspiel und Kippspiel gepaart.

Eine deutliche Korrelation ergab sich für die beiden Prüfkörpertypen mit den größten und dem kleinsten Drehmomentverlust. Der Prüfkörpertyp BOL-Zr wies einen extrem hohen Drehmomentverlust auf und schnitt auch in den übrigen Disziplinen sehr schwach ab. TIL-Ti hatte den kleinsten Drehmomentverlust, die übrigen Parameter wiesen diesen Prüfkörpertyp in die Spitzengruppe. Bei den restlichen beiden Prüfkörpertypen im Mittelfeld ist die Korrelation zwischen Drehmomentverlust und den anderen Parametern der Belastungsprüfungen nicht eindeutig. BOL-Ti und TIL-Zr standen beim Anzugsmomentverlust in der Mitte, bei den übrigen Festigkeitsparametern weit vorne, erreichten aber nicht die höchsten Bewertungen.

Der Aufbau der zehn Prüfkörpertypen aus den vier Implantattypen MON, CEM, BOL und TIL durch ZrO₂- und Ti-Schrauben, die geklebt und ungeklebt zur Fixierung der Abutments benutzt wurden, erlaubte einen gruppenweisen Vergleich. Prinzipiell unterschieden sich drei Gruppen von Prüfkörpern: solche mit geklebten und nicht geklebten Abutmentschrauben, solche mit ZrO₂- und mit Ti-Schrauben und solche vom Bone Level- und vom Tissue-Level-Typ. Hierauf basierende Gruppenvergleiche ermöglichte es, den Einfluss der jeweiligen Kombination auf die mechanische Stabilität der verschiedenen kombinierten Prüfkörper zu bestimmen. Der einteilige Typ MON und der zementierte zweiteilige Typ CEM standen außerhalb der sechs schraubenfixierten Gruppen und dienten als Referenzen. In Tabelle 10 sind die Gruppenmessergebnisse zusammengestellt. Die jeweilige Summe der zugeteilten Bewertungspunkte gemäß Tabelle 9 stimmte gut mit den Mittelwerten der zugehörigen Messwerte überein und gab in allen Fällen die Tendenz richtig wieder.

Tabelle 9 Bewertung der Resultate der zehn Prüfkörpertypen in den vier Disziplinen der Tests auf mechanische Stabilität mit dem Rotationsschwingersystem. Die Kriterien der Punktevergabe für die jeweiligen Parameter sind in der Fußnote angegeben. Der Drehmomentverlust der vier nach diesem Parameter untersuchten Prüfkörpertypen wurde nicht in die Punktesumme einbezogen, da alle übrigen Prüfkörper nicht diesbezüglich untersucht werden konnten.

Prüfkörpertyp	Anzahl nicht frakturierter Exemplare ¹⁾	Drehspiel ²⁾	Kippspiel ³⁾	Bilanz (Punktesumme ohne Drehmomentverlust)	Drehmomentverlust der Abutmentschraube ⁴⁾
MON	+++++	+++	+++	12	
CEM^{TC}	0	++	+	3	
BOL-Ti	+++++	+++	+	9	++
BOL-Zr	0	+	+	2	0
TIL-Ti	+++++	+++	++	11	+++
TIL-Zr	+++++	+++	+	10	+
BOL-Ti^{TC}	+++++	++	++	10	
BOL-Zr^{TC}	+++	0	+++	6	
TIL-Ti^{TC}	+++++	++	++	10	
TIL-Zr^{TC}	+++++	+	+++	9	

- 1) Punkte gemäß Zahl der überlebenden Exemplare des Typs
- 2) Kein messbares Drehspiel 3 Punkte; Drehspiel $\leq 0,5^\circ$ 2 Punkte; Drehspiel $\leq 1^\circ$ 1 Punkt
- 3) Mitglied der steifen Gruppe und kein anwachsendes Kippspiel im Crash 3 Punkte; Mitglied in der steifen Gruppe 2 Punkte, sonst 1 Punkt
- 4) Gemäß Ranking (Abb. 24) 0 bis 3 Punkte

Tabelle 10 Vergleich der in die Gruppen mit geklebten/ungeklebten Abutmentschrauben, Material Ti/ZrO₂ der Abutmentschraube und Implantattyp BOL/TIL zusammengefassten Prüfkörpertypen. Angegeben sind die Anzahl der Frakturen, die jeweilige Punktesumme gemäß Tabelle 9 durch Addition der zugeteilten Bewertungspunkte, für Drehspiel, Kippspiel und Lösedrehmoment die Mittelwerte mit zugehöriger Standardabweichung sowie die Mediane mit Quartil 1 und 3, bestimmt über alle zugrundeliegenden Messwerte. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Messwerten der jeweiligen Gruppen sind durch ****** ($p < 0,01$) und ******* ($p < 0,001$) gekennzeichnet. Der statistisch nicht signifikante Wert des Kippspiel-Vergleichs der Prüfkörper mit Ti- bzw. ZrO₂-Schrauben ist in blauer Schrift gehalten.

Prüfkörpergruppe	Anzahl frakturerter Prüfkörper	Drehspiel Punktesumme, mittleres Drehspiel [°] und Median	Statistische Signifikanz p des Drehspielunterschieds nach Friedman	Kippspiel Punktesumme, mittleres Kippspiel [°] und Median	Statistische Signifikanz p des Kippspielunterschieds nach Friedman	Lösedrehmoment der Abutmentschraube Punktesumme, mittleres Moment [Ncm] und Median	Statistische Signifikanz p des Lösedrehmomentunterschieds nach Friedman
Mit Klebungen	4	5 0,85(1,50) 0(0/1,5)	<0,001 ***	9 0,29(0,16) 0,24(0,2/0,32)	<0,001 ***	Kein Vergleich möglich	-
Ohne Klebungen	7	9 0,28(0,80) 0(0/0)		5 0,41(0,27) 0,35(0,29/0,44)			
Mit Ti-Schrauben	1	10 0,28(1,01) 0(0/0)	<0,001 ***	7 0,34(0,20) 0,31(0,22/0,43)	0,084	5 10,02(3,05) 10,0(8,0/12,0)	<0,001 ***
Mit Zr-Schrauben	10	5 0,96(1,49) 0(0/1,5)		7 0,33(0,17) 0,31(0,21/0,38)		1 5,25(2,39) 5,0(4,0/7,0)	
BOL-Typen	9	6 0,98(1,56) 0(0/1)	<0,001 ***	6 0,38(0,26) 0,33(0,23/0,42)	0,003 **	2 6,79(3,61) 7,0(4,0/10,0)	<0,001 ***
TIL-Typen	1	9 0,32(1,01) 0(0/0)		8 0,32(0,18) 0,28(0,21/0,38)		4 8,68(3,50) 9,0(6,0/11,0)	

Von der Klebung profitierten die Bruchstabilität und das Kippspiel. Die vier Prüfkörpertypen mit geklebten Schrauben wiesen alle ein geringes Kippspiel auf und gehörten zur Gruppe der steifen Prüfkörpertypen (siehe Abschnitt 4.4.). Für das Drehspiel war die Tendenz allerdings umgekehrt. Hier hatte die Gruppe ohne Klebung ein hochsignifikant geringeres Drehspiel als die Gruppe mit Klebungen. Allerdings muss bedacht werden, dass sich die beiden Gruppen mit geklebten Schrauben und mit ungeklebten Schrauben in der Vorbehandlung stark unterschieden. Alle Abutmentschrauben der ungeklebten Gruppe wurden nach jedem Zyklus der Belastungstests neu angezogen, während die Gruppe mit geklebten Schrauben nur das initiale Anzugsmoment hatten und die Schrauben nicht mehr angezogen wurden. Dies stand im Kontrast zu den beiden folgenden Prüfkörpergruppen mit verschiedenen Schraubenmaterialien und verschiedenem Implantatdesign. Hier enthielt jede Gruppe zwei geklebte und zwei ungeklebte Typen, so dass sich der Effekt des Nachziehens der Schrauben im Gruppenvergleich weniger bemerkbar machte. Obwohl die statistische Analyse aus den Messwerten von Dreh-

und Kippspiel allein keine eindeutige Empfehlung für Kleben oder Nichtkleben gab, sprach die deutlich geringere Zahl an Fakturierungen für das Kleben der Abutmentschrauben.

Von der Wahl des Schraubenmaterials Titan profitieren fast alle Parameter der mechanischen Stabilität. Die hohe Versagenszahl, das signifikant erhöhte Drehspiel und der signifikant höhere Anzugsmomentverlust der Abutmentschraube bei ZrO₂-Schrauben zeigten die Überlegenheit des metallischen Schraubenmaterials. Lediglich im Kippspiel konnten beim Vergleich dieser beiden Gruppen keine signifikanten Differenzen gefunden werden.

Bei der Wahl des Implantatdesigns ergaben die Belastungstests noch eindeutiger als bei der Materialwahl der Abutmentschraube die höhere Stabilität von Tissue Level- gegenüber den Bone Level-Implantaten. Die Gruppe der Prüfkörper mit TIL-Implantaten lag in allen Messwerten vor der Gruppe der BOL-Implantate. Auch hier waren die Unterschiede hochsignifikant.

Da die gruppenweisen Vergleiche eindeutige Aussagen zu Stabilität von bestimmten Kombinationen des Implantataufbaus ergaben, konnte nach weiteren Aussagen zur mechanischen Stabilität und zu Handlungsempfehlungen der möglichen Kombinationen von Implantat/Schraube/Abutment gesucht werden.

Die höchste mechanische Stabilität konnte in der Kombination der jeweils besseren der drei Gruppenvergleichspaare gefunden werden. Das gute Abschneiden von TIL-Implantatdesign und Titan als Schraubenmaterial ließ erwarten, dass die Typen TIL-Ti und TIL-Ti^{TC} besonders hohe mechanische Belastbarkeit aufweisen. Tabelle 9 zeigt, dass dies erfüllt ist. TIL-Ti zeigte neben dem einteiligen MON die höchste Festigkeit, dicht gefolgt von TIL-Ti^{TC}. Die oben bereits ausgeführte Diskussion zum problematischen Vergleich zwischen Prüfkörpertypen mit geklebten und ungeklebten Abutmentschrauben galt auch hier und relativierte die herausragende Stabilität von TIL-Ti ohne Klebung der Abutmentschraube.

Am anderen Ende der Skala mechanischer Belastbarkeit erwartete man einen Prüfkörpertyp mit einer Kombination von BOL-Design und ZrO₂-Schraube. Das Bone Level-Implantat BOL mit einer ZrO₂-Schraube zu versehen, erwies sich als problematische Kombination, da beide daraus abgeleiteten Prüfkörpertypen BOL-Zr und BOL-Zr^{TC} eine insgesamt schwache Performance mit hoher Bruchanfälligkeit, hohem Drehspiel und hohem Drehmomentverlust zeigten. Auch das Nachziehen der Abutmentschraube nach jedem Testintervall für den Typ BOL-Zr mit ungeklebter Schraube konnte hier keine Abhilfe schaffen. Die übrigen Kombinationen der Implantataufbauten reihen sich zwischen diese beiden Typen mit höchster und schwächster mechanischer Leistung ein.

5.7. Vergleich von vollkeramischen ZrO₂- mit Titan-basierten Implantaten im Rotationsschwingertest

Das Rotationsschwingersystem wurde erstmalig zur Stabilitätsprüfung von Titan-Dentalimplantaten eingesetzt. WEIBWEILER untersuchte verschiedene Typen von Titan-basierten Implantaten [17, 117]. Ein Vergleich von Titan-basierten und vollkeramischen Implantaten, die mit derselben Methode und demselben Messprotokoll getestet wurden, bot sich an. Für eine sinnvolle Vergleichbarkeit wurden solche Titan-basierten Implantate herangezogen, die einen Durchmesser von 4,0 mm hatten, was dem

Durchmesser der in dieser Arbeit untersuchten Keramikimplantate entsprach. Dies waren der Implantat-Typ Bredent Blue Sky mit zwei verschiedenen Titan-Abutments, Sky Elegance M und Esthetic Abutment M, sowie einem Sky-Zirkonabutment. Die durchweg verwendeten Titan-Abutmentschrauben wurden mit einem Moment von 25 Ncm angezogen. Diese drei Prüfkörpertypen überstanden alle Zyklen der Fatigue-Tests ohne Schäden. Den Crash-Test überlebten auch alle Exemplare mit Sky Elegance-Abutment-Aufbau. Ein Exemplar des Typs mit Zirkonabutment brach im ersten Zyklus des Crash-Tests, hingegen versagten im Lauf der beiden Zyklen des Crash-Tests alle Prüfkörper mit Sky Esthetic-Abutment. Von den 18 einzelnen Prüfkörpern versagten somit durch Bruch sieben Exemplare = 38,90 %. In der vorliegenden Arbeit gab es in Analogie zu den Ergebnissen von WEIßWEILER mit Ausnahme des fragilen Typs CEM^{TC} keine Brüche im Fatigue-Test. Die Versagensrate der in dieser Arbeit untersuchten vollkeramischen Implantate betrug im Verlauf der Crash-Zyklen 28,30 % und war damit niedriger.

Ein Ergebnis der Arbeit von WEIßWEILER war, dass im Rotationsschwinger belastete Titanimplantate deutliche Verschleißerscheinungen im Sechskantbereich der Verbindung von Implantatkörper und Abutment erfuhren. Die dort gefundenen Dreh- und Kippspiele zeigten dementsprechend hohe und mit steigender Dauer der Belastungstests stetig steigende Werte, die für das Drehspiel im Crash-Test 6° und für das Kippspiel 4,54° erreichten. Die Dreh- und Kippspiele der vollkeramischen, in der vorliegenden Arbeit untersuchten Implantate waren nahezu durchweg niedriger. Im Friedman-Test wurden die Drehspiel-Daten der drei genannten Titanimplantate mit den Drehspiel-Daten aller zehn vollkeramischen Prüfkörpertypen verglichen. Die Post Hoc-Analyse der 30 paarweisen Vergleiche ergab neun nicht signifikant verschiedene Paare, während für 21 Paare die Drehspiele der vollkeramischen Prüfkörper signifikant geringer waren als die der Titan-basierten Implantate ($0,000 < p < 0,031 / 12 \times ***$, $6 \times **$, $3 \times *$). Der Vergleich der Kippspiele ergab ein ähnliches, wenn auch nicht ganz so eindeutiges Ergebnis. Die Kippspielwerte der Titanimplantate lagen bei 15 der 30 Vergleichspaare hochsignifikant über denen der vollkeramischen, in dieser Arbeit untersuchten Prüfkörpertypen ($0,000 < p < 0,034 / 13 \times ***$, $1 \times **$, $1 \times *$). Für 15 Paare ergaben sich hingegen keine signifikanten Unterschiede.

Es zeigt sich somit, dass die vollkeramischen ZrO₂-Implantate in den Rotationsschwinger-Belastungstests eine nicht nur vergleichbare, sondern sogar höhere mechanische Standfestigkeit als die von WEIßWEILER untersuchten Titanimplantate aufwiesen. Bei den Parametern Bruchstabilität, Dreh- sowie Kippspiel werden für die vollkeramischen Implantate eine kleinere Anzahl an Bruchversagern sowie kleinere Dreh- und Kippspiele erreicht.

Der Parameter Anzugsdrehmomentverlust der Abutmentschraube ist schwerer vergleichbar, da bei den Titan-basierten Implantaten weitaus höhere Anzugsmomente von 25 oder 30 Ncm empfohlen werden, verglichen mit 15 Ncm für die ZrO₂-Implantate. In Abbildung 34 sind die Lösedrehmomente der vier untersuchten vollkeramischen Prüfkörper den drei Bredent blueSKY-Titanimplantaten gegenübergestellt. Man erkennt, dass nur der vollkeramische Prüfkörpertyp TIL mit Titanschraube einen kleineren Verlust des initialen Anzugsdrehmoments der Abutmentschraube von 23,3 % verglichen mit den Verlusten der Bredent-Implantate vom im Mittel 29,1 % erfuhr. Die übrigen vollkeramischen Prüfkörper zeigten deutlich höhere Verluste, die bis zu 73,3 % beim Bone Level-Implantat mit ZrO₂-Schraube reichten. Beide mit ZrO₂-Schrauben versehenen Prüfkörper zeigten höhere Verluste als die entsprechenden Prüfkörper mit Titanschrauben.

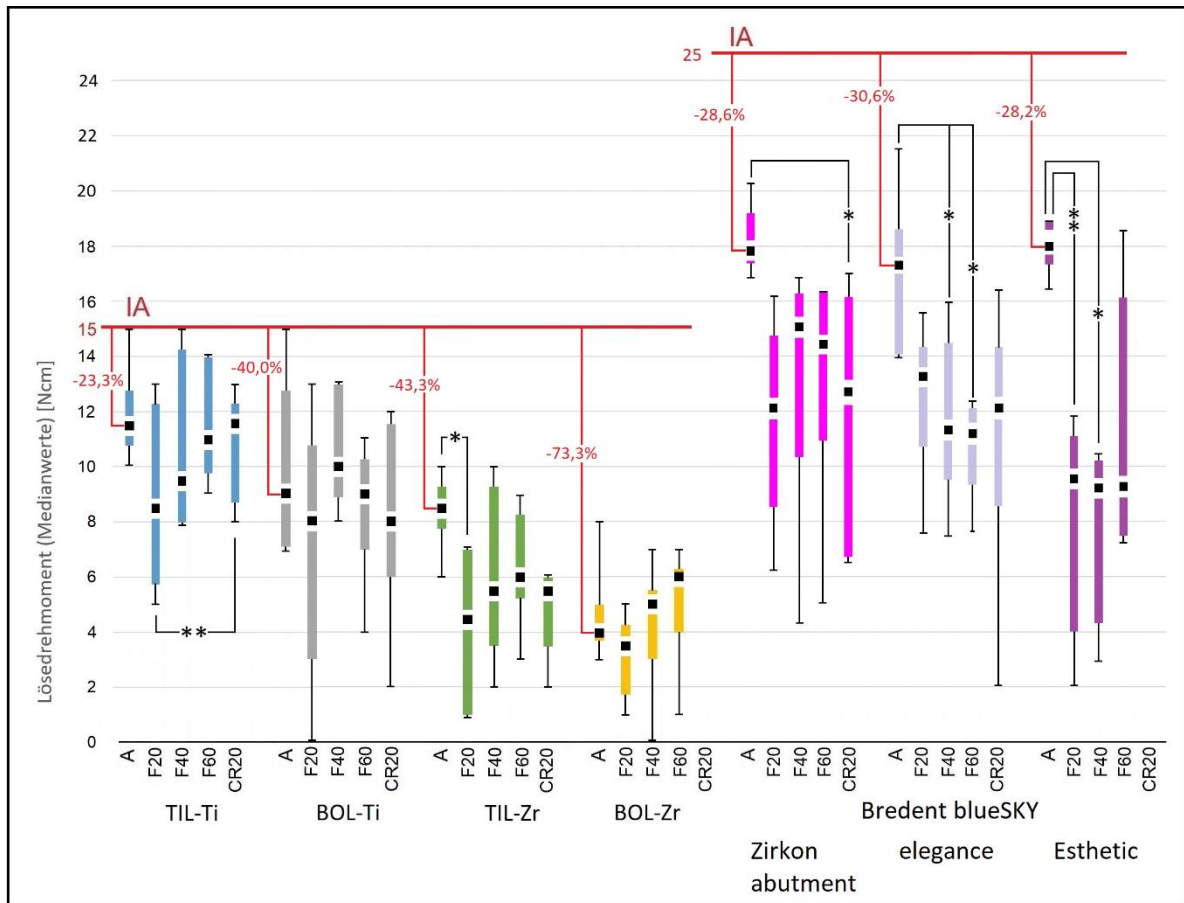


Abbildung 34 Vergleich der Lösedrehmomente (Medianwerte) der Abutmentschrauben von vollkeramischen Prüfkörpertypen (links) mit Titan-basierten Implantaten (rechts). Angegeben sind die initialen Anzugsmomente IA der Abutmentschrauben zu 15 Ncm für die ZrO₂- bzw. 25 Ncm für die Titan-basierten Typen und der zugehörige initiale Drehmomentverlust vor Beginn der Belastungstests in Prozent. Signifikante Unterschiede zwischen den Lösemomenten im Verlauf der jeweiligen Belastungstests sind durch * ($p < 0,05$) und ** ($p < 0,01$) gekennzeichnet. Die Daten der Titan-basierten Implantate vom Bredent blueSKY-Typ wurden der Arbeit von WEIßWEILER [17] entnommen.

Bei den Titan-basierten Bredent-Implantaten fand man einen statistisch signifikanten Trend des gegenüber dem initialen Anzugsmomentverlust sich im Lauf der Belastungszyklen weiter verringernden Moments. Dies deutet bei den Titan-basierten Implantaten Deformationen der Gewindegänge von Implantat und Schraube an. Der Grund dafür ist wahrscheinlich im hohen Anzugsmoment bei den Titanimplantaten zu suchen. Die fünfmalige Wiederholung des Anziehens der Abutmentschraube mit dem vollen Drehmoment führte wahrscheinlich zu Deformationen am metallischen Innen- und Außengewinde. Vergleichbare Ergebnisse erzielten KLONGBUNJIT et al. [127]. Die Belastung verschiedener Titan-basierter Implantate im Kausimulator ergab einen signifikanten initialen Drehmomentverlust der sich bei Belastung (50.000 und 1.000.000 Zyklen, 15-250 N, 30° zur Implantat-Achse, 15 Hz) weiter verringerte, dann aber konstant blieb.

Dieser Trend wurde bei den hier untersuchten vollkeramischen Implantaten nicht beobachtet. Hier waren die Lösedrehmomente nach den einzelnen Belastungszyklen statistisch wenig verschieden, in

der Tendenz sogar zunehmend. Im Verlauf der Belastungszyklen erreichten die Momente bei drei der vier Prüfkörpertypen sogar wieder das Niveau des Initialmoments. Offenbar verhinderte das geringe Anzugsmoment der Schrauben zwar Deformationen, beförderte aber gleichzeitig die unerwünschte Schraubenlockerung.

Insgesamt wiesen die vollkeramischen Implantate mit ZrO₂-Schrauben einen größeren Verlust an Anzugsmoment der Abutmentschraube auf. In Bezug auf den Parameter Abutmentschrauben-Lockerung sind die Titan-basierten Implantate den vollkeramischen Implantaten, und dabei besonders denjenigen mit ZrO₂-Schrauben, überlegen.

5.8. Vergleich der Testmethoden Kausimulator (gemäß DIN 14801) und Rotationschwinger (gemäß DIN 1311-2) an vollkeramischen Implantaten

Die Untersuchung von Implantatsystemen auf mechanische Festigkeit mit dem Kausimulator gemäß DIN 14801 ist ein etabliertes Verfahren. Die ausschließlich bidirektionale Belastung der jeweiligen Prüfkörper wurde jedoch kritisch der dynamischen, in allen Richtungen wirkenden Belastung im Rotationsschwingerverfahren nach DIN 1311-2 gegenübergestellt [117]. Eine Reihe von in vitro-Studien zeigten, dass zweiteilige Implantat-Systeme aus ZrO₂ im Kausimulatortest geringere Bruchlastwerte und häufiger Frakturen aufwiesen als vergleichbare Implantatsysteme aus Titan [85, 109, 128, 129]. Da das Rotationsschwingerverfahren ein neu eingeführtes Verfahren ist, sind Vergleichsmöglichkeiten begrenzt. Der Vergleich der Testergebnisse mit nach diesem neuen Verfahren getesteten titanbasierten Implantaten zeigte hingegen eine gute Standfestigkeit der keramischen Implantate. Dies deckt sich mit der Einschätzung der klinischen Studien, nach denen der Abstand zwischen den beiden Implantatmaterialien statistisch nicht bedeutsam ist. Dies unterstützt die Annahme, dass das Rotationsschwingerverfahren die natürlichen funktionellen Belastungen von Implantaten in vitro ebenso gut wie die rein bidirektionale Belastung im Kausimulator berücksichtigt.

5.9. Vergleich von vollkeramischen ZrO₂- mit Titan-basierten Implantaten in klinischen Langzeitstudien

Obleich Zirkoniumdioxid seit mehr als zwei Jahrzehnten ein etablierter nichtmetallischer Werkstoff für Zahnersatz ist, wird die Haltbarkeit von ZrO₂-Implantaten immer noch beobachtet und im Vergleich zu Titan-basierten Implantaten beurteilt. Dies fand seinen Niederschlag in regelmäßig erscheinenden Publikationen, die wiederum in Meta-Studien zusammengefasst wurden. Jüngere Meta-Analysen haben den Vorteil eines längeren zeitlichen Vergleichsfensters. Allerdings kommen die Studien, die ein- und zweiteilige ZrO₂-Implantate berücksichtigen, seit 2016 nicht zu einem völlig einheitlichen Bild. HASHIM et al. berichteten 2016 über 92 %-Überlebensraten für ZrO₂-Implantate nach einem Jahr [50] und empfehlen ZrO₂ als potentiell alternatives Material zu Titan. Zu ähnlichen Schlüssen kamen VECHIATO-FILHO et al. mit fast identischen 5-Jahres-Überlebensraten von über 99 % für ZrO₂- und Ti-Implantate [130] sowie PIERALLI et al., die ebenfalls eine 1-Jahr-Überlebensrate von über 95 % für

ZrO₂-Implantate fanden [53]. ROEHLING et al. zeigten 2018, dass sich die kommerziell erhältlichen ZrO₂-Implantatsysteme in den 15 Jahren davor in der Standfestigkeit signifikant verbessert hatten und vergleichbare Stabilität zu Ti-Implantaten erreichten [131]. Die Meta-Analyse von AFRASHTEHFAR et al. ergab exzellente Überlebensraten, die sich jedoch auf relativ kurze Zeiträume bezogen [58].

Allerdings kamen nicht alle Studien zu diesen optimistischen Schlussfolgerungen. CIONCA et al. wiesen auf die geringeren Überlebensraten von zweiteiligen ZrO₂-Implantaten hin [52]. ELNAYEF et al. fanden darüber hinaus einen im Vergleich mit Ti-Implantaten höheren *marginal bone loss* [132]. PJETURSSON et al. fanden eine signifikant höhere Neigung für Frakturen bei ZrO₂-Implantaten [133], ebenso CAO et al. [134]. Für ARREJAIE et al. ist die Debatte um die klinische Performance der beiden Implantat-Materialien noch nicht beendet [135].

Die im Rahmen dieser Arbeit erzielten Ergebnisse zur mechanischen Stabilität von ZrO₂-Implantaten zeigten eine in allen Parametern mit Ausnahme des Lösedrehmoments ungeklebter Abutmenschrauben höhere Stabilität im Vergleich zu den unter gleichen Bedingungen untersuchten Titan-basierten Implantaten [17]. Die Ergebnisse stehen damit weitgehend im Einklang mit den klinischen Studien. Der große Einfluss des Implantat-Designs und die Wahl der Komponenten für den Implantat-Aufbau stellen den Implantologen vor eine schwierige Entscheidung. Weitere in vitro-Material- und Belastungstests sowie klinische Studien sind nötig, um durch Optimierung des Designs das biologisch vielversprechende Material Zirkoniumdioxid in der zahnärztlichen Implantologie zu etablieren.

6. Literaturverzeichnis

- [1] Pasqualini U, Pasqualini ME (2009). Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology. Carimate (Italia), Ariesdue-Verlag: Chapter I, The History of Implantology. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK409631/>
- [2] Abraham CM (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 16(8): 50-5.
- [3] Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies. *Scand J Plastic Reconstruct Surg.* 3(2): 81-100.
- [4] Kabaso D, Gongadze E, Perutková Š, Matschegewski C, Kralj-Iglič V, Beck U, van Rienen U, Iglič A (2011). Mechanics and electrostatics of the interactions between osteoblasts and titanium surface. *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* 14(5): 469-82.
- [5] Han J, Zhao J, Shen Z (2017). Zirconia ceramics in metal-free implant dentistry. *Adv Appl Ceramics* 116(3): 138-50.
- [6] Kohal RJ, Dennison DK (2020). Clinical Longevity of Zirconia Implants with the Focus on Biomechanical and Biological Outcome. *Curr Oral Health Rep.* 7: 344-51.
- [7] Buser D, Sennerby L, De Bruyn H (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000.* 73(1): 7-21.
- [8] Lewis MB, Klineberg I (2011). Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. *Aust Dent J.* 56(2): 181-92.
- [9] Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Schild S, Weingart D, Gahlert M (2018). A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth edentulous area: 3-year follow-up. *BMC Oral Health.* 18(1): 181-90.
- [10] Grimm WD, Giesenhagen B, Vukovic MA, Fritsch T (2017). Osseointegration von Zirkoniumdioxid- und Titanimplantaten, *Implantolog J.* 11: 14-18.
- [11] Comino-Garayoa R, Cortés-Bretón Brinkmann J, Peláez J, López-Suárez C, María Martínez-González J, Jesús Suárez M (2020). Allergies to Titanium Dental Implants: What Do We Really Know about Them? A Scoping Review. *Biology.* 9(11): 404-19.
- [12] Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy M (2014). Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems, *J Adv Prosthodont.* 6(5): 415-22.
- [13] Cosgarea R, Gasparik C, Dudea D, Culic B, Dannewitz B, Sculean A (2015). Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 26(5): 537-44.

- [14] Koller M, Steyer E, Theisen K, Stagnell S, Jakse N, Payer M (2020). Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clin Oral Implants Res.* 31(4): 388-96.
- [15] Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, Maestro A (2008). Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 19(8): 823-35.
- [16] Siddiqi A, Payne AGT, De Silva RK, Duncan WJ (2011). Titanium allergy: could it affect dental implant integration? *Clin Oral Implants Res.* 22(7): 673-80.
- [17] Weißweiler D (2019). Prüfung der Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung im Rotations-schwinger-Test, Dissertation, Universität zu Köln.
- [18] Steinemann SG (1994). Titan als Werkstoff. In: *Orale Implantologie, Grundlagen und das ITI-System.* Hrsg: Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler, G. Thieme Verlag, Stuttgart: 37-58.
- [19] Delgado-Ruiz R, Romanos G (2018). Potential Causes of Titanium Particle and Ion Release in Implant Dentistry: A Systematic Review. *Int J Mol Sci.* 19(11):3585.
- [20] Abey S, Mathew MT, Lee DJ, Knoernschild KL, Wimmer MA, Sukotjo C (2014). Electrochemical behavior of titanium in artificial saliva: influence of pH. *J Oral Implantol.* 40(1):3-10.
- [21] Haubenreich JE, Robinson FG, West KP, Frazer RQ (2005). Did we push dental ceramics too far? A brief history of ceramic dental implants. *J Long Term Eff Med Implants.* 15(6):617-28.
- [22] Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations, *J Prosthet Dent.* 90(4): 325-31.
- [23] Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub J R (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation, *J Oral Rehabil.* 32(11): 838-43.
- [24] Wiberg N, Hollemann AF (2008). *Lehrbuch der Anorganischen Chemie*, 102. Auflage, Walter de Gruyter-Verlag, Berlin.
- [25] Nielsen R (2000) in: *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry: Zirconium and Zirconium Compounds 1-27*, Wiley Publishers.
- [26] Evans AG, Cannon RM (1986). Toughening of Brittle Solids by Martensitic Transformations, *Acta Metallica* 34(5): 761-800.
- [27] Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *J Chem Soc Dalton Trans.* 45(48):19194-215.
- [28] Tartsch J (2018). *ZMK Zahnheilk Managem Kultur* 34(11): 750-60.
- [29] Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel? *Nature* 258, 703-4.

- [30] Butler EP (1985). Transformation-toughened zirconia ceramics. *Mater Sci Technol.* 1(6): 417-32.
- [31] Niedermeier W (2015) Oraler Galvanismus - Ursachen und Folgen, *ZWR Dt. Zahnärztebl.* 124(12): 578-84.
- [32] Fischer J, Benic G, Fischer C (2016). *ZMK Zahnheilk Managem Kultur* 32(11): 766-72.
- [33] Niedermeier W, Huesker K (2020). Corrosion of titanium implants and connected prosthetic alloys using lactic acid immersion test. *J Dent Health Oral Disord Ther.* 11(3): 86-92.
- [34] Foti B, Tavitian P, Tosello A, Bonfil JJ, Franquin JC (1999). *J Oral Rehab.* 26: 495-502.
- [35] Gutwald R, Gellrich NC, Schmelzeisen R (2019). *Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie*, 3. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag: Köln.
- [36] Balshi TJ (1996). An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 11(5): 660-6.
- [37] Levine RA, Clem DS, Wilson Jr TG, Higginbottom F, Saunders SL (1997). A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Impl* 12(2): 237-42.
- [38] Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent.* 11(2): 137-43.
- [39] Vanlioglu BA, Özkan Y, Evren B, Ozkan YK (2012). Experimental custom-made zirconia abutments for narrow implants in esthetically demanding regions: a 5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Impl* 27(5): 1239-42.
- [40] Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent.* 3(4): 258-61.
- [41] Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A (2014). Reasons for Failures of oral implants. *J Oral Rehab.* 41(6):443-76.
- [42] Han HJ, Kim S, Han DH (2014). Multifactorial evaluation of implant failure: a 19-year retrospective study, *Int J Oral Maxillofac Implants* 29(2): 303-10.
- [43] Camps-Font O, Martín-Fatás P, Clé-Ovejero A, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E (2018). Postoperative infections after dental implant placement: Variables associated with increased risk of failure. *J Periodontol.* 89(10): 1165-73.
- [44] Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 20 Suppl 4: 32-47.

- [45] Oliva X, Oliva J, Oliva JD (2010). Full-mouth oral rehabilitation in a titanium allergy patient using zirconium oxide dental implants and zirconium oxide restorations. A case report from an on-going clinical study. *Eur J Esthet Dent.* 5(2): 190-203.
- [46] Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N (2015). All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants-a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 26(4): 371-6.
- [47] Cionca N, Müller N, Mombelli A (2015). Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 26(4): 413-18.
- [48] Gahlert M, Kniha H, Weingart D, Schild S, Gellrich NC, Bormann KH (2016). A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth gaps. *Clin Oral Implants Res.* 27(12): e176-e184.
- [49] Jank S, Hochgatterer G (2016). Success Rate of Two-Piece Zirconia Implants: A Retrospective Statistical Analysis. *Implant Dent.* 25(2): 193-8.
- [50] Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A (2016). A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clin Oral Investig.* 20(7): 1403-17.
- [51] Becker J, John G, Becker K, Mainusch S, Diedrichs G, Schwarz F (2017). Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years. *Clin Oral Implants Res.* 28(1): 29-35.
- [52] Cionca N, Hashim D, Mombelli A (2017). Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000*, 73: 241–58.
- [53] Pieralli S, Kohal RJ, Jung RE, Vach K, Spies BC (2017). Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *J Dent Res.* 96(1): 38-46.
- [54] Balmer M, Spies BC, Vach K, Kohal RJ, Hämmerle CHF, Jung RE (2018). 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.* 29(3): 290-9.
- [55] Spies BC, Witkowski S, Vach K, Kohal RJ (2018). Clinical and patient-reported outcomes of zirconia-based implant fixed dental prostheses: Results of a prospective case series 5 years after implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 29(1): 91-9.
- [56] Bagegni A, Abou-Ayash S, Rücker G, Algarny A, Att W (2019). The influence of prosthetic material on implant and prosthetic survival of implant-supported fixed complete dentures: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res.* 63(3): 251-65.
- [57] Lorenz J, Giulini N, Hölscher W, Schwiertz A, Schwarz F, Sader R (2019). Prospective controlled clinical study investigating long-term clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 21(2): 263-71.

- [58] Afrashtehfar KI, Del Fabbro M (2020). Clinical performance of zirconia implants: A meta-review. *J Prosthet Dent.* 123(3): 419-26.
- [59] Cionca N, Hashim D, Mombelli A (2021). Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: Six-year results of a prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 32(6):695-701.
- [60] Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study, *Int J Prosthodont* 17(3): 285-90.
- [61] Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* 20(8): 802-8.
- [62] Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E (2013). Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 28(1): 281-7.
- [63] Nothdurft FP, Nonhoff J, Pospiech PR (2014). Pre-fabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: success and failure after 3 years of function. *Acta Odontol Scand.* 72(5): 392-400.
- [64] Rinke S, Lattke A, Eickholz P, Kramer K, Ziebolz D (2015). Practice-based clinical evaluation of zirconia abutments for anterior single-tooth restorations. *Quintessence Int.* 46(1): 19-29.
- [65] Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE (2017). Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a 10- to 11-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 28(10): 1303-8.
- [66] Chen JY, Pan YH (2019). Zirconia implant abutments supporting single all-ceramic crowns in anterior and premolar regions: A six-year retrospective study. *Biomed J.* 42(5): 358-64.
- [67] Nothdurft FP (2019). All-Ceramic Zirconium Dioxide Implant Abutments for Single-Tooth Replacement in the Posterior Region: A 5-Year Outcome Report. *Int J Prosthodont.* 32(2): 177-81.
- [68] Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD (1993). Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 6(5): 435-9.
- [69] Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML (1995). Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 74(3): 270-8.
- [70] Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA (1997). Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent.* 78(6): 582-91.
- [71] Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA (2001). Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 85(3): 268-75.

- [72] Strub JR, Gerds T (2003). Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont.* 16(2): 167-71.
- [73] Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 95(2): 111-6.
- [74] Zekrallah R (2008). Implantat-Abutment Interface: Investigation of fretting wear caused by different Abutment Materials and Designs. Dissertation Universität zu Köln; Zekrallah R, Niedermeier W, Implant Abutment Interface: Investigation of Fretting Wear Caused by Different Abutment Material (2008). Abstract – 22. DGI-Kongress, Frankfurt.
- [75] Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M (2008). Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants, *Clin Oral Implant Res*, 19(12): 1276-84.
- [76] Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R (2008). The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 19(6): 553-9.
- [77] Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD (2008). In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res.* 22(2): 125-31.
- [78] Kwon JH, Han CH, Kim SJ, Chang JS (2009). The change of rotational freedom following different insertion torques in three implant systems with implant driver. *J Adv Prosthodont.* 1(1): 37-40.
- [79] Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M (2011). Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont.* 201(7): 510-6.
- [80] Dittmer MP, Dittmer S, Kohorst P, Borchers L, Stiesch M (2012). Belastbarkeit unterschiedlicher Implantat-Abutment-Komplexe vor und nach mechanischer Wechsellast. *Dt. Zahnärztl. Z.* 67(9): 578-84.
- [81] Prisco R, Santagata M, Vigolo P (2013). Effect of aging and porcelain sintering on rotational freedom of internal-hex one-piece zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 28(4): 1003-8.
- [82] Kohal RJ, Finke HC, Klaus G (2009). Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 11(4): 323-9.
- [83] Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F (2012). Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study, *Dent Mater.* 28(12): 1215-20.
- [84] Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Gremillard L (2015). A new testing protocol for zirconia dental implants. *Dent Mater.* 31(1): 15-25.

- [85] Preis V, Kammermeier A, Handel G, Rosentritt M (2016). In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater.* 32(6): 765-74.
- [86] Karl M, Scherg S, Grobecker-Karl T (2017). Fracture of Reduced-Diameter Zirconia Dental Implants Following Repeated Insertion. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32(5): 971-5.
- [87] Monzavi M, Noubissi S, Nowzari H (2017). The Impact of In Vitro Accelerated Aging, Approximating 30 and 60 Years In Vivo, on Commercially Available Zirconia Dental Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 19(2): 245-52.
- [88] Joda T, Voumard B, Zysset PK, Brägger U, Ferrari M (2018). Ultimate force and stiffness of 2-piece zirconium dioxide implants with screw-retained monolithic lithium-disilicate reconstructions. *J Prosthodont Res.* 62(2): 258-63.
- [89] Siddiqui DA, Sridhar S, Wang F, Jacob J, Rodrigues DC (2019). Can Oral Bacteria and Mechanical Fatigue Degrade Zirconia Dental Implants In Vitro? *ACS Biomater Sci Eng.* 5(6): 2821-33.
- [90] Bethke A, Pieralli S, Kohal RJ, Burkhardt F, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC (2020). Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel)* 13(3): 562-82.
- [91] Stimmelmayer M, Lang A, Beuer F, Mansour S, Erdelt K, Krennmair G, Güth JF (2020). Mechanical stability of all-ceramic abutments retained with three different screw materials in two-piece zirconia implants-an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 24(5): 1801-6.
- [92] Joos M, Sailer I, Filippi A, Mukaddam K, Rosentritt M, Kühl S (2020). Stability of screw-retention in two-piece zirconia implants: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 31(7): 607-14.
- [93] Yüzügüllü B, Avci M (2008). The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 10(2): 113-21.
- [94] Albosefi A, Finkelman M, Zandparsa R (2014). An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I. *J Prosthodont.* 23(4): 296-301.
- [95] Zandparsa R, Albosefi A (2016). An In Vitro Comparison of Fracture Load of Zirconia Custom Abutments with Internal Connection and Different Angulations and Thicknesses: Part II. *J Prosthodont.* 25(2): 151-5.
- [96] Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M (2017). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments, *J Prosthet Dent.* 117(4): 499-506.
- [97] Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M (2018). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments, *Clin Oral Implants Res.* 29(1): 20-7.

- [98] Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Yilmaz H, Aydın C (2019). Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems. *Eur Oral Res.* 53(2): 80-7.
- [99] Zandinejad A, Methani MM, Schneiderman ED, Revilla-León M, Bds DM (2019). Fracture Resistance of Additively Manufactured Zirconia Crowns when Cemented to Implant Supported Zirconia Abutments: An in vitro Study. *J Prosthodont.* 28(8): 893-7.
- [100] Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F (2015). In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 30(3): 546-54.
- [101] AlOtaibi N, Naudi K, Conway D, Ayoub A (2020). The current state of PEEK implant osseointegration and future perspectives: a systematic review. *Eur Cell Mater.* 40: 1-20.
- [102] Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR (2013). Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 101, 1209-16.
- [103] Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller WD (2017). Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 69:163-8.
- [104] Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Abou-Emara M, Lackmann J, Müller WD, Houshmand A (2018). Maximum insertion torque of a novel implant-abutment-interface design for PEEK dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 77: 85-9.
- [105] Chen X, Ma R, Min J, Li Z, Yu P, Yu H (2020). Effect of PEEK and PTFE coatings in fatigue performance of dental implant retaining screw joint: An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 103: 103530.
- [106] Ghodsi S, Tanous M, Hajimahmoudi M, Mahgoli H (2021). Effect of aging on fracture resistance and torque loss of restorations supported by zirconia and polyetheretherketone abutments: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 125(3): 501.e1-501.e6.
- [107] da Costa Valente ML, da Silva GG, Bachmann L, Marcondes Agnelli JA, Dos Reis C (2021). An in vitro analysis of the physical and mechanical behavior of a polyetheretherketone (PEEK) component for an Implant-supported and retained removable dental prosthesis (I-RDP). *Int J Prosthodont.* doi: 10.11607/ijp.6819 (Epub ahead of print).
- [108] Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL (2013). Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28(3): 661-9.
- [109] Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV (2013). Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study, *J Prosthet Dent.* 109(5): 304-12.

- [110] Gomes ÉA, Tiozzi R, Faria AC, Rodrigues RC, Ribeiro RF (2014). Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 25(12): 1395-402.
- [111] Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hämmerle CH, Sailer I (2014). Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res.* 25(1): 74-81.
- [112] Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V (2014). In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 42(8): 1019-26.
- [113] Alsahhaf A, Spies BC, Vach K, Kohal RJ (2016). Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater.* 66: 224-32.
- [114] Bahadirli G, Yilmaz S, Jones T, Sen D (2018). Influences of Implant and Framework Materials on Stress Distribution: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33(5): e117-e126.
- [115] Sachs L (2003). *Angewandte Statistik*, 11. Auflage, Springer Verlag Berlin/Heidelberg/New York.
- [116] Soriano-Valero S, Román-Rodríguez JL, Agustín-Panadero R, Bellot-Arcís C, Fons-Font A, Fernández-Estevan L. (2020). Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of *in vitro* studies. *J Clin Exp Dent.* 12(12): e1189-95.
- [117] Weißweiler D, Niedermeier W (2021). Prüfung der Stabilität von Implantat-Abutment-Verbindungen im Rotationschwinger-Test. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 130:536-45.
- [118] Kolling S, Steinhilber H (2013). Skriptum zur Vorlesung Technische Schwingungslehre. Technische Hochschule Mittelhessen, Campus Gießen, 2. Auflage.
- [119] Knaebel M, Jäger H, Mastel R (2006). *Technische Schwingungslehre*. Vieweg+Teubner Verlag, 6. Auflage.
- [120] Kammermeier A, Rosentritt M, Behr M, Schneider-Feyrer S, Preis V (2016). In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. *J Dent.* 53:94-101.
- [121] Pardal-Pelaez B, Montero J (2017). Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent.* 9(11):e1355-61.
- [122] Steinhilber W, Röper R (2013). *Konstruktionselemente des Maschinenbaus 1*, 5. Auflage, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg.
- [123] Matt K (2019). Zusammenhang zwischen Reibung, Anzugsdrehmoment und Vorspannkraft bei Schraubenverbindungen, SFS Fachbeitrag, SFS Group AG, Heerbrugg, Schweiz.

- [124] Nakano R, Homma S, Takanashi T, Hirano T, Furuya Y, Yajima Y (2021). Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between titanium and zirconia abutments. *Dent Mat J.* 40(1):235-44.
- [125] Nam RK, Lee SJ, Park EJ, Kwon HB, Yoon HI (2018). Three-Dimensional Deformation and Wear of Internal Implant-Abutment Connection: A Comparative Biomechanical Study Using Titanium and Zirconia. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 33(6):1279-86.
- [126] Junqueira MC, Silva TE, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Almeida RP (2013). Abutment rotational freedom evaluation of external hexagon single-implant restorations after mechanical cycling. *Clin Implant Dent Rel Res.* 15(6):927-33.
- [127] Klongbunjit D, Aunmeungtong W, Khongkhunthian P (2021). Implant-abutment screw removal torque values between customized titanium abutment, straight titanium abutment, and hybrid zirconia abutment after a million cyclic loading: an in vitro comparative study. *Int J Implant Dent.* 7:98.
- [128] Stimmelmayer M, Heiß P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F (2017). Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent.* 20(1):53-64.
- [129] Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal RJ (2016). Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater.* 53:1-10.
- [130] Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De Souza GM, dos Santos DM, Pellizzer EP, Goiato MC (2016). Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont.* 29(3):233-44.
- [131] Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M (2018). Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 29 Suppl 16:135-53.
- [132] Elnayef B, Lázaro A, Suárez-López Del Amo F, Galindo-Moreno P, Wang HL, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F (2017). Zirconia Implants as an Alternative to Titanium: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 32(3):e125-e134.
- [133] Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A (2018). A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Impl Res.* 29(18):160-83.
- [134] Cao Y, Yu C, Wu Y, Li L, Li C (2019). Long-Term Survival and Peri-Implant Health of Titanium Implants with Zirconia Abutments: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 28(8):883-92.
- [135] ArRejaie AS, Al-Hamdan RS, Basunbul GI, Abduljabbar T, Al-Aali KA, Labban N (2019). Clinical performance of one-piece zirconia dental implants: A systematic review. *J Investig Clin Dent.* 10(2):e12384.

7. Anhang

7.1. Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abb. 1	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von verdichtetem Pulver (Grünkörper) und gesintertem 3Y-TZP..... 12
Abb. 2	Aufbau eines zweiteiligen Implantats aus Titan..... 15
Abb. 3	Schematische Darstellung der vier verschiedenen Typen von ZrO ₂ -Implantaten, die im Rahmen dieser Arbeit untersucht wurden..... 33
Abb. 4	Die vier verschiedenen, zur Messung vorbereiteten Probenkörper der vier Implantattypen mit zylindrischem Basiskörper und Stahlhülse..... 35
Abb. 5	Aufbau des eingebetteten Implantats und die zugehörige Hohlform für die Verklebung der Stahlhülse..... 36
Abb. 6	Das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Rotationsschwinger-System..... 37
Abb. 7	Prinzip des Rotationsschwingers..... 38
Abb. 8	Der verwendete elektronische Drehmomentschraubendreher..... 40
Abb. 9	Apparatur zur Bestimmung des auf die Implantate durch den Schwingerkörper wirkenden Drehmoments..... 40
Abb. 10	Hilfskonstruktion zur Anwendung des Anzugsdrehmoments an den nicht eingebetteten Implantaten..... 41
Abb. 11	Tee-Eier mit in Schaumstoff eingebetteten Implantaten..... 41
Abb. 12	Thermozyklisierungsapparatur..... 42
Abb. 13	Das Gerät zur Bestimmung des Kippspiels senkrecht zur Abutment-Achse..... 43
Abb. 14	Kreisfiguren als Resultat der Kippbewegungen eines Implantats nach Applikation von Belastungszyklen..... 44
Abb. 15	Das Gerät zur Bestimmung des Drehspiels um die Implantat-Abutment-Achse..... 45
Abb. 16	Verlauf des Bruchverhaltens aller Prüfkörper im Ablauf der Belastungstests und absolute Anzahl aller gebrochenen und aller intakten Prüfkörper am Ende aller Versuchsreihen..... 48
Abb. 17	Bruch eines CEM ^{TC} -Implantats während des frühen Fatigue-Tests..... 49
Abb. 18	Bruch eines Implantats BOL-Ti mit UV-Fluoreszenzbild..... 50
Abb. 19	Ein während des Crash-Tests gebrochenes Implantat vom Typ BOL-Zr..... 51
Abb. 20	Gebrochenes Implantat vom Typ BOL-Zr ^{TC} 51
Abb. 21	Gebrochenes Implantat vom Typ TIL-Zr ^{TC} 51
Abb. 22	Lösedrehmomente (Medianwerte) [Ncm] der vier Probekörpertypen BOL-Ti, BOL-Zr, TIL-Ti und TIL-Zr..... 53
Abb. 23	Darstellung des relativen Lösedrehmoments L [%] relativ zum Wert A des initialen Lösedrehmoments im Verlauf der Belastungstests für die vier verschiedenen Prüfkörpertypen..... 54
Abb. 24	Vergleich der Lösedrehmomente (Medianwerte) [Ncm] der vier untersuchten Prüfkörpertypen im Verlauf der Belastungstests..... 55

Abb. 25	Drehspiele (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen, bestimmt nach jedem Intervall des Fatigue- und Crash-Tests.....	58
Abb. 26	Vergleich der Drehspiele (Medianwerte) [Grad] der Prüfkörpertypen im Verlauf der Belastungstests.....	59
Abb. 27	Der Verlauf des Kippspiels (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen.....	61
Abb. 28	Kippspiel (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen.....	63
Abb. 29	Kippspiel (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen mit neuer, korrigierter Nulllinie.....	64
Abb. 30	Exzentrizität des Kippspiels (Medianwerte) aller Prüfkörpertypen.....	67
Abb. 31	Die Funktion Amplitudenvergrößerung gegen das Verhältnis von Erregerfrequenz und Eigenschwingung eines Schwingers mit einem Freiheitsgrad.....	70
Abb. 32	Prüfkörper aus Werkzeugstahl.....	71
Abb. 33	Auslenkmoment [Ncm] als Funktion der Auslenkung [mm] für die einzelnen Prüfkörpertypen, gemessen vor Beginn der Belastungszyklen.....	72
Abb. 34	Vergleich der Lösedrehmomente (Medianwerte) der Abutmentschrauben von vollkeramischen Prüfkörpertypen mit Titan-basierten Implantaten.....	85

7.2. Tabellenverzeichnis

	Seite	
Tab. 1	Die untersuchten Implantatsysteme im Überblick.....	34
Tab. 2	Empfohlenes initiales Anzugsdrehmoment [Ncm], initiales Lösedrehmoment sowie die Medianwerte der Lösedrehmomente [Ncm] der vier verschiedenen Prüfkörpertypen.....	54
Tab. 3	Drehspiel (Medianwerte) [Grad] aller Prüfkörpertypen.....	56
Tab. 4	Mit der Bonferroni-Korrektur angepasste Signifikanz-Parameter p beim paarweisen Vergleich der Drehspiele des Prüfkörpertyps BOL-Zr ^{TC} mit allen übrigen Typen.....	57
Tab. 5	Medianwerte des Kippspiels [Grad] zwischen Implantat und Abutment.....	60
Tab. 6	Angepasste Signifikanz-Parameter p der Post-Hoc-Analyse bei einem paarweisen Vergleich des Kippspiels der verschiedenen Prüfkörpertypen.....	62
Tab. 7	Korrigierte Medianwerte des Kippspiels [Grad].....	63
Tab. 8	Signifikanzparameter aus dem statistischen Vergleich nach Friedman und anschließender Post-Hoc-Analyse der paarweisen Vergleiche zwischen einem hypothetischen vollkommen starren Implantat MON und den normierten Auslenkungswerten der übrigen neun Prüfkörpertypen.....	65
Tab. 9	Bewertung der Resultate der zehn Prüfkörpertypen in den vier Disziplinen der Tests auf mechanische Stabilität mit dem Rotationsschwingersystem.....	81
Tab. 10	Vergleich der in die Gruppen mit geklebten/ungeklebten Abutmentschrauben, Material Ti/ZrO ₂ der Abutmentschraube und Implantattyp BOL/TIL zusammengefassten Prüfkörpertypen.....	82

7.3. Tabellenanhang

Tabelle 11a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **MON**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,61	0,71	0,45	0,57	0,62	0,62	0,62	0,68	0,58	0,63	0,66	0,88
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,66		0,51		0,62		0,65		0,61		0,77	
PK 2	0,36	0,62	0,26	0,37	0,34	0,48	0,35	0,59	0,24	0,40	0,34	0,52
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,49		0,32		0,41		0,47		0,32		0,43	
PK 3	0,38	0,44	0,31	0,41	0,36	0,47	0,44	0,56	0,32	0,39	0,41	0,46
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,41		0,36		0,42		0,50		0,36		0,44	
PK 4	0,43	0,56	0,51	0,59	0,40	0,51	0,39	0,47	0,46	0,58	0,48	0,60
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,50		0,55		0,46		0,43		0,52		0,54	
PK 5	0,41	0,59	0,36	0,47	0,29	0,50	0,46	0,64	0,36	0,41	0,33	0,42
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,50		0,42		0,40		0,55		0,39		0,38	
PK 6	1,05	1,11	1,32	1,60	1,30	1,51	1,59	1,65	1,74	1,85	1,21	1,57
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,08		1,46		1,41		1,62		1,80		1,39	

Tabelle 11b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **MON**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,28	1,16	0,22	1,27	0,26	1,00	0,28	1,10	0,26	1,09	0,33	1,33
PK 2	0,21	1,72	0,14	1,42	0,17	1,41	0,20	1,69	0,14	1,67	0,18	1,53
PK 3	0,17	1,16	0,15	1,32	0,18	1,31	0,21	1,27	0,15	1,22	0,19	1,12
PK 4	0,21	1,30	0,23	1,16	0,20	1,28	0,18	1,21	0,22	1,26	0,23	1,25
PK 5	0,21	1,44	0,18	1,31	0,17	1,72	0,23	1,39	0,17	1,14	0,16	1,27
PK 6	0,46	1,06	0,62	1,21	0,60	1,16	0,69	1,04	0,76	1,06	0,59	1,30
Mittelwert	0,26	1,31	0,26	1,28	0,26	1,31	0,30	1,28	0,28	1,24	0,28	1,30
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,11	0,22	0,18	0,09	0,17	0,24	0,19	0,23	0,24	0,22	0,16	0,13
Median	0,21	1,23	0,20	1,29	0,19	1,30	0,22	1,24	0,20	1,18	0,21	1,29
Quartil 1	0,20	1,16	0,15	1,20	0,17	1,12	0,20	1,09	0,15	1,08	0,18	1,22
Quartil 3	0,33	1,51	0,33	1,35	0,35	1,49	0,38	1,47	0,39	1,36	0,40	1,38

Tabelle 11c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 11a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **MON**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,56	0,66	0,40	0,52	0,57	0,57	0,57	0,63	0,53	0,58	0,61	0,83
$E = r_2/r_1$	1,18		1,30		1,00		1,11		1,09		1,36	
PK 2	0,31	0,57	0,21	0,32	0,29	0,43	0,30	0,54	0,19	0,35	0,29	0,47
$E = r_2/r_1$	1,84		1,52		1,48		1,80		1,84		1,62	
PK 3	0,33	0,39	0,26	0,36	0,31	0,42	0,39	0,51	0,27	0,34	0,36	0,41
$E = r_2/r_1$	1,18		1,38		1,35		1,31		1,26		1,14	
PK 4	0,38	0,51	0,46	0,54	0,35	0,46	0,34	0,42	0,41	0,53	0,43	0,55
$E = r_2/r_1$	1,34		1,17		1,31		1,24		1,29		1,28	
PK 5	0,36	0,54	0,31	0,42	0,24	0,45	0,41	0,59	0,31	0,36	0,28	0,37
$E = r_2/r_1$	1,50		1,35		1,88		1,44		1,16		1,32	
PK 6	1,00	1,06	1,27	1,55	1,25	1,46	1,54	1,60	1,69	1,80	1,16	1,52
$E = r_2/r_1$	1,06		1,22		1,17		1,04		1,07		1,31	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,26		1,33		1,33		1,28		1,21		1,32	
Quartil 1	1,18		1,24		1,13		1,10		1,09		1,25	
Quartil 3	1,59		1,42		1,59		1,53		1,43		1,43	

Tabelle 11d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **MON**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	0	0	0	0
PK 2	0	0	0	0	0	0
PK 3	0	0	0	0	0	0
PK 4	0	0	0	0	0	0
PK 5	0	0	0	0	0	0
PK 6	0	0	0	0	0	0

Tabelle 12a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **vertikale Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **CEM (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	1,05	1,47	0,86	1,15	0,76	1,08	0,59	0,78	0,75	1,01	†(18 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,26		1,01		0,92		0,69		0,88		-	
PK 2	0,80	0,95	0,87	1,11	0,93	1,22	1,13	1,50	†(1 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,88		0,99		1,08		1,32		-		-	
PK 3	0,84	0,91	0,92	1,11	0,90	1,11	0,84	0,89	†(3 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,88		1,02		1,01		0,87		-		-	
PK 4	0,73	0,97	0,84	1,01	†(3 min.)		-		-		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,85		0,93		-		-		-		-	
PK 5	0,99	1,10	0,76	0,98	1,10	1,13	0,77	0,89	†(2 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,05		0,87		1,12		0,83		-		-	
PK 6	0,77	0,90	†(1 min.)		-		-		-		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,84		-		-		-		-		-	

† Bruch des Prüfkörpers

Tabelle 12b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **vertikale Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die Mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **CEM (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,53	1,40	0,43	1,34	0,39	1,42	0,29	1,32	0,37	1,35	-	-
PK 2	0,37	1,19	0,42	1,28	0,46	1,31	0,56	1,33	-	-	-	-
PK 3	0,37	1,08	0,43	1,21	0,43	1,23	0,37	1,06	-	-	-	-
PK 4	0,36	1,33	0,39	1,20	-	-	-	-	-	-	-	-
PK 5	0,45	1,11	0,37	1,29	0,48	1,03	0,35	1,16	-	-	-	-
PK 6	0,36	1,17	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mittelwert	0,41	1,21	0,41	1,26	0,44	1,25	0,39	1,22	0,37	1,35	-	-
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,07	0,13	0,03	0,06	0,04	0,16	0,12	0,13	-	-	-	-
Median	0,37	1,18	0,42	1,28	0,45	1,27	0,36	1,24	-	-	-	-
Quartil 1	0,36	1,10	0,38	1,21	0,40	1,08	0,31	1,09	-	-	-	-
Quartil 3	0,47	1,35	0,43	1,32	0,48	1,39	0,51	1,33	-	-	-	-

Tabelle 12c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 12a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **CEM (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	1,00	1,42	0,81	1,10	0,71	1,03	0,54	0,73	0,70	0,96	†(18 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,42		1,36		1,45		1,35		1,37		-	
PK 2	0,75	0,90	0,82	1,06	0,88	1,17	1,08	1,45	†(1 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,20		1,29		1,33		1,34		-		-	
PK 3	0,79	0,86	0,87	1,06	0,85	1,06	0,79	0,84	†(3 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,09		1,22		1,25		1,06		-		-	
PK 4	0,68	0,92	0,79	0,96	†(3 min.)		-		-		-	
$E = r_2/r_1$	1,35		1,22		-		-		-		-	
PK 5	0,94	1,05	0,71	0,93	1,05	1,08	0,72	0,84	†(2 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,12		1,31		1,03		1,17		-		-	
PK 6	0,72	0,85	†(1 min.)		-		-		-		-	
$E = r_2/r_1$	1,18		-		-		-		-		-	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,19		1,29		1,29		1,26				-	
Quartil 1	1,11		1,22		1,09		1,09				-	
Quartil 3	1,37		1,34		1,42		1,35				-	

† Bruch des Prüfkörpers

Tabelle 12d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **CEM (thermocycled)**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	0	0	0	-
PK 2	0	0	0	0	-	-
PK 3	0	0	0	0	-	-
PK 4	2,00	0	-	-	-	-
PK 5	1,00	3,00	1,00	0	-	-
PK 6	4,00	-	-	-	-	-
Mittelwert	1,17	0,60	0,25	0	0	-
Standard-Abweichung des Mittelwerts	1,60	1,34	0,50	-	-	-
Median	0,50	0	0	0	-	-
Quartil 1	0	0	0	0	-	-
Quartil 3	2,50	1,50	0,75	0	-	-

Tabelle 13a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **vertikale Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,89	0,94	0,90	1,07	0,69	0,86	0,83	0,95	0,77	0,89	0,75	0,81
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,92		0,99		0,78		0,89		0,83		0,78	
PK 2	1,02	1,14	0,80	1,00	0,84	1,13	0,86	1,16	1,10	1,21	0,76	1,06
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,08		0,90		0,99		1,01		1,16		0,91	
PK 3	1,00	1,19	0,98	1,10	1,11	1,22	0,86	1,13	0,89	1,17	1,12	1,29
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,10		1,04		1,17		1,00		1,03		1,21	
PK 4	0,96	1,12	1,00	1,40	0,97	1,14	1,09	1,31	†(0 min)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,04		1,20		1,06		1,20		-		-	
PK 5	1,11	1,28	0,80	1,07	0,81	1,10	0,85	0,95	0,73	0,88	4,06	4,82
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,20		0,94		0,96		0,90		0,81		4,44 ¹⁾	
PK 6	0,76	0,93	1,98	2,21	1,29	1,51	1,22	1,61	3,57	4,80	3,41	4,33
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,85		2,10		1,40		1,42		4,19 ¹⁾		3,87 ¹⁾	

¹⁾ An den Prüfkörpern 5 und 6 zeigte sich beim Lösen der Schraube nach Ende des Crash-Tests 20 ein Bruch des Abutment an der Höhe der Oberkante des Implantatkörpers. Der Crash-Test über 20 Minuten wurde trotz des Bruchs überstanden. Die bei diesen Prüfkörpern deutlich aus der Reihe fallenden, erhöhten Kippspiele fanden hier eine Erklärung.

Tabelle 13b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **vertikale Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die Mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,39	1,06	0,42	1,19	0,33	1,25	0,38	1,14	0,35	1,16	0,33	1,08
PK 2	0,46	1,12	0,38	1,25	0,42	1,35	0,43	1,35	0,49	1,10	0,39	1,39
PK 3	0,47	1,19	0,44	1,12	0,50	1,10	0,42	1,31	0,44	1,31	0,51	1,15
PK 4	0,44	1,17	0,51	1,40	0,45	1,18	0,51	1,20	-	-	-	-
PK 5	0,51	1,15	0,40	1,34	0,41	1,36	0,38	1,12	0,34	1,21	1,88	1,19
PK 6	0,36	1,22	0,89	1,12	0,59	1,17	0,60	1,32	1,78	1,34	1,64	1,27
Mittelwert	0,44	1,15	0,51	1,24	0,45	1,24	0,45	1,24	0,68	1,22	0,95	1,22
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,05	0,06	0,19	0,12	0,09	0,10	0,09	0,10	0,62	0,10	0,75	0,12
Median	0,45	1,16	0,43	1,22	0,44	1,22	0,43	1,26	0,44	1,21	0,51	1,19
Quartil 1	0,38	1,11	0,40	1,12	0,39	1,15	0,38	1,14	0,35	1,13	0,36	1,12
Quartil 3	0,48	1,20	0,61	1,36	0,52	1,35	0,53	1,33	1,14	1,33	1,76	1,33

Tabelle 13c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 13a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,84	0,89	0,85	1,02	0,64	0,81	0,78	0,90	0,72	0,84	0,70	0,76
$E = r_2/r_1$	1,06		1,20		1,27		1,15		1,17		1,09	
PK 2	0,97	1,09	0,75	0,95	0,79	1,08	0,81	1,11	1,05	1,16	0,71	1,01
$E = r_2/r_1$	1,12		1,27		1,37		1,37		1,10		1,42	
PK 3	0,95	1,14	0,93	1,05	1,06	1,17	0,81	1,08	0,84	1,12	1,07	1,24
$E = r_2/r_1$	1,20		1,13		1,10		1,33		1,33		1,16	
PK 4	0,91	1,07	0,95	1,35	0,92	1,09	1,04	1,26	†(0 min)		-	
$E = r_2/r_1$	1,18		1,42		1,18		1,21		-		-	
PK 5	1,06	1,23	0,75	1,02	0,76	1,05	0,80	0,90	0,68	0,83	4,01	4,77
$E = r_2/r_1$	1,16		1,36		1,38		1,13		1,22		1,19 ¹⁾	
PK 6	0,71	0,88	1,93	2,16	1,24	1,46	1,17	1,56	3,52	4,75	3,36	4,28
$E = r_2/r_1$	1,24		1,12		1,18		1,33		1,35 ¹⁾		1,27 ¹⁾	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,17		1,24		1,23		1,27		1,22		1,19	
Quartil 1	1,11		1,13		1,16		1,15		1,14		1,13	
Quartil 2	1,21		1,38		1,37		1,34		1,34		1,35	

¹⁾ siehe Fußnote zu Tabelle 13a, † Bruch des Prüfkörpers

Tabelle 13d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	0	0	0	0
PK 2	0	0	0	0	0	0
PK 3	0	0	0	0	0	0
PK 4	0	0	0	0	-	-
PK 5	0	0	0	0	0	5,00
PK 6	0	0	0	0	0	1,00
Mittelwert	0	0	0	0	0	1,20
Standard-Abweichung des Mittelwerts	-	-	-	-	-	2,17
Median	0	0	0	0	0	0
Quartil 1	0	0	0	0	0	0
Quartil 3	0	0	0	0	0	3,00

Tabelle 13e Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Lösedrehmoment** [Ncm] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	15	13	13	4	Wird nicht gemessen	12
PK 2	12	10	10	10		11
PK 3	7	4	13	8		8
PK 4	7	7	8	8		-
PK 5	10	9	9	10		2
PK 6	8	0	10	11		8
Mittelwert	9,83	7,17	10,50	8,50		8,20
Standard-Abweichung des Mittelwerts	3,19	4,62	2,07	2,51		3,90
Median	9,00	8,00	10,00	9,00		8,00
Quartil 1	7,00	3,00	8,75	7,00		5,00
Quartil 3	12,75	10,75	13,00	10,25	11,50	

Tabelle 14a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **vertikale Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,77	0,88	0,66	0,85	0,63	0,85	0,65	0,82	0,59	0,84	†(0 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,83		0,76		0,74		0,74		0,72		-	
PK 2	0,82	1,08	0,76	0,89	0,71	0,86	0,63	0,91	0,75	0,91	†(2 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,95		0,83		0,79		0,77		0,83		-	
PK 3	0,85	1,00	1,23	1,69	1,29	1,84	1,08	1,37	†(8 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,93		1,46		1,57		1,23		-		-	
PK 4	0,85	1,03	0,71	0,91	0,74	0,89	0,84	1,00	0,89	0,95	†(8 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,94		0,81		0,82		0,92		0,92		-	
PK 5	0,74	0,89	0,66	0,86	0,60	0,75	0,73	0,80	1,17	1,30	†(8 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,82		0,76		0,68		0,77		1,24		-	
PK 6	0,74	1,04	0,58	0,85	0,59	0,85	0,70	0,85	0,70	0,93	†(4 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,89		0,72		0,72		0,78		0,82		-	

† Bruch des Prüfkörpers

Tabelle 14b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **vertikale Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die Mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,35	1,14	0,32	1,29	0,31	1,35	0,31	1,26	0,31	1,42	-	-
PK 2	0,40	1,32	0,35	1,17	0,34	1,21	0,33	1,44	0,35	1,21	-	-
PK 3	0,39	1,18	0,62	1,37	0,67	1,43	0,52	1,27	-	-	-	-
PK 4	0,40	1,21	0,34	1,28	0,35	1,20	0,39	1,19	0,39	1,07	-	-
PK 5	0,35	1,20	0,32	1,30	0,29	1,25	0,33	1,10	0,53	1,11	-	-
PK 6	0,38	1,41	0,31	1,47	0,31	1,44	0,33	1,21	0,35	1,33	-	-
Mittelwert	0,38	1,24	0,38	1,31	0,38	1,31	0,37	1,25	0,39	1,23	-	-
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,02	0,10	0,12	0,10	0,14	0,11	0,08	0,11	0,09	0,15	-	-
Median	0,39	1,21	0,33	1,30	0,33	1,30	0,33	1,24	0,35	1,21	-	-
Quartil 1	0,35	1,17	0,32	1,25	0,31	1,21	0,33	1,17	0,33	1,09	-	-
Quartil 3	0,40	1,34	0,42	1,40	0,43	1,43	0,42	1,31	0,46	1,38	-	-

Tabelle 14c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 14a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,72	0,83	0,61	0,80	0,58	0,80	0,60	0,77	0,54	0,79	†(0 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,15		1,31		1,38		1,28		1,46		-	
PK 2	0,77	1,03	0,71	0,84	0,66	0,81	0,58	0,86	0,70	0,86	†(2 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,34		1,18		1,23		1,48		1,23		-	
PK 3	0,80	0,95	1,17	1,64	1,24	1,79	1,03	1,32	†(8 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,19		1,40		1,44		1,28		-		-	
PK 4	0,80	0,98	0,66	0,86	0,69	0,84	0,79	0,95	0,84	0,90	†(8 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,23		1,30		1,22		1,20		1,07		-	
PK 5	0,69	0,84	0,61	0,81	0,55	0,70	0,68	0,75	1,12	1,25	†(8 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,22		1,33		1,27		1,10		1,12		-	
PK 6	0,69	0,99	0,53	0,80	0,54	0,80	0,65	0,80	0,70	0,88	†(4 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,43		1,51		1,48		1,23		1,26		-	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,23		1,32		1,33		1,26		1,23		-	
Quartil 1	1,18		1,27		1,23		1,18		1,10			
Quartil 3	1,36		1,43		1,45		1,33		1,36			

† Bruch des Prüfkörpers

Tabelle 14d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	0	0	0	-
PK 2	0	0,50	0,50	1,00	1,50	-
PK 3	0	0	0	0	-	-
PK 4	0	0	3,00	3,00	3,00	-
PK 5	0	0	1,00	0	4,00	-
PK 6	0	1,00	2,00	2,00	3,00	-
Mittelwert	0	0,25	1,08	1,00	2,30	-
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0	0,42	1,20	1,26	1,57	-
Median	0	0	0,75	0,50	3,00	-
Quartil 1	0	0	0	0	0,75	-
Quartil 3	0	0,63	2,25	2,25	3,50	-

Tabelle 14e Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Lösedrehmoment** [Ncm] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	8	5	4	6	Wird nicht gemessen	-
PK 2	4	3	5	5		-
PK 3	3	1	0	1		-
PK 4	4	2	5	6		-
PK 5	4	4	7	7		-
PK 6	4	4	5	6		-
Mittelwert	4,50	3,17	4,33	5,17		-
Standard-Abweichung des Mittelwerts	1,76	1,47	2,34	2,14		-
Median	4,00	3,50	5,00	6,00		-
Quartil 1	3,75	1,75	3,00	4,00		-
Quartil 3	5,00	4,25	5,50	6,25	-	

Tabelle 15a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,65	0,75	0,39	0,50	0,44	0,50	0,50	0,63	0,51	0,65	0,55	0,58
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,70		0,45		0,47		0,57		0,58		0,57	
PK 2	0,33	0,39	0,50	0,63	0,47	0,51	0,44	0,49	0,43	0,54	0,76	0,85
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,36		0,57		0,49		0,47		0,49		0,81	
PK 3	0,78	0,82	0,81	0,92	0,73	0,90	0,72	1,02	0,54	0,58	0,67	0,81
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,80		0,87		0,82		0,87		0,56		0,74	
PK 4	0,85	1,14	0,47	0,54	0,61	0,71	0,40	0,43	0,67	0,77	1,54	1,79
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,00		0,51		0,66		0,42		0,72		1,67	
PK 5	0,76	0,98	0,40	0,46	0,45	0,59	0,60	0,69	0,46	0,68	0,76	1,11
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,87		0,43		0,52		0,65		0,57		0,94	
PK 6	0,42	0,52	0,63	0,72	0,29	0,39	0,32	0,36	0,31	0,37	0,52	0,61
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,47		0,68		0,34		0,34		0,34		0,57	

Tabelle 15b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,30	1,15	0,19	1,28	0,20	1,14	0,24	1,26	0,25	1,27	0,24	1,05
PK 2	0,15	1,18	0,24	1,26	0,21	1,09	0,20	1,11	0,21	1,26	0,34	1,12
PK 3	0,34	1,05	0,37	1,14	0,35	1,23	0,37	1,42	0,24	1,07	0,31	1,21
PK 4	0,42	1,34	0,22	1,15	0,28	1,16	0,18	1,08	0,31	1,15	0,71	1,16
PK 5	0,37	1,29	0,18	1,15	0,22	1,31	0,28	1,15	0,24	1,48	0,40	1,46
PK 6	0,20	1,24	0,29	1,14	0,14	1,34	0,14	1,13	0,14	1,19	0,24	1,17
Mittelwert	0,30	1,21	0,25	1,19	0,23	1,21	0,24	1,19	0,23	1,24	0,37	1,20
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,10	0,10	0,07	0,07	0,07	0,10	0,08	0,13	0,06	0,14	0,18	0,14
Median	0,32	1,21	0,23	1,15	0,22	1,20	0,22	1,14	0,24	1,22	0,32	1,17
Quartil 1	0,19	1,12	0,19	1,14	0,19	1,13	0,17	1,10	0,19	1,13	0,24	1,10
Quartil 3	0,38	1,30	0,31	1,30	0,30	1,32	0,30	1,30	0,27	1,32	0,48	1,27

Tabelle 15c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 15a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,60	0,70	0,34	0,45	0,39	0,45	0,45	0,58	0,46	0,60	0,50	0,53
$E = r_2/r_1$	1,17		1,32		1,15		1,29		1,30		1,06	
PK 2	0,28	0,34	0,45	0,58	0,42	0,46	0,39	0,44	0,38	0,49	0,71	0,80
$E = r_2/r_1$	1,21		1,20		1,10		1,13		1,29		1,13	
PK 3	0,73	0,77	0,76	0,87	0,68	0,85	0,67	0,97	0,49	0,53	0,62	0,76
$E = r_2/r_1$	1,05		1,14		1,25		1,45		1,08		1,23	
PK 4	0,80	1,09	0,42	0,49	0,56	0,66	0,35	0,38	0,62	0,72	1,49	1,74
$E = r_2/r_1$	1,36		1,17		1,18		1,09		1,16		1,17	
PK 5	0,71	0,93	0,35	0,41	0,40	0,54	0,55	0,64	0,41	0,63	0,71	1,06
$E = r_2/r_1$	1,31		1,17		1,35		1,16		1,54		1,49	
PK 6	0,37	0,47	0,58	0,67	0,24	0,34	0,27	0,31	0,26	0,32	0,47	0,56
$E = r_2/r_1$	1,27		1,16		1,42		1,15		1,23		1,19	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,24		1,17		1,22		1,16		1,26		1,18	
Quartil 1	1,14		1,16		1,14		1,12		1,14		1,11	
Quartil 3	1,32		1,23		1,37		1,33		1,36		1,30	

Tabelle 15d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	0	0	0	0
PK 2	0	0	0	0	0	0
PK 3	0	0	0	1,00	0	1,50
PK 4	0	0	0	0,50	0	0
PK 5	0	0	0	0	0	1,00
PK 6	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	0	0	0	0,25	0	0,42
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0	0	0	0,42	0	0,66
Median	0	0	0	0	0	0
Quartil 1	0	0	0	0	0	0
Quartil 3	0	0	0	0,63	0	1,13

Tabelle 15e Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Lösedrehmoment** [Ncm] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	15	13	15	14	Wird nicht gemessen	13
PK 2	11	12	14	14		13
PK 3	12	7	8	10		9
PK 4	12	6	9	10		11
PK 5	11	5	8	9		8
PK 6	10	10	10	12		12
Mittelwert	11,90	8,83	10,67	11,50		11,00
Standard-Abweichung des Mittelwerts	1,72	3,31	3,08	2,17		2,10
Median	11,50	8,50	9,50	11,00		11,50
Quartil 1	10,75	5,75	8,00	9,75		8,75
Quartil 3	12,75	12,25	14,25	14,00	13,00	

Tabelle 16a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,76	0,85	0,90	1,00	0,89	1,02	1,00	1,00	0,64	0,77	1,51	2,04
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,81		0,95		0,96		1,00		0,71		1,78	
PK 2	1,06	1,23	1,46	1,90	1,70	2,14	2,08	2,31	1,53	1,81	2,30	3,10
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,15		1,68		1,92		2,20		1,67		2,70	
PK 3	0,84	0,94	0,94	1,25	0,90	1,16	1,07	1,19	0,62	0,69	0,86	0,93
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,89		1,10		1,03		1,13		0,66		0,90	
PK 4	0,51	0,57	0,44	0,47	0,48	0,55	0,35	0,42	0,42	0,48	0,47	0,56
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,54		0,46		0,52		0,39		0,45		0,52	
PK 5	0,55	0,77	0,70	0,81	0,66	0,93	0,66	0,70	0,64	0,81	0,72	1,02
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,66		0,76		0,78		0,68		0,73		0,87	
PK 6	0,76	0,82	0,97	1,13	0,86	1,01	0,95	1,05	0,75	0,82	0,68	0,81
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,79		1,05		0,94		1,00		0,79		0,75	

Tabelle 16b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,34	1,12	0,40	1,11	0,41	1,15	0,42	1,00	0,30	1,20	0,76	1,35
PK 2	0,49	1,16	0,71	1,30	0,81	1,26	0,93	1,11	0,71	1,18	1,15	1,35
PK 3	0,38	1,12	0,47	1,33	0,44	1,29	0,48	1,11	0,28	1,11	0,38	1,08
PK 4	0,23	1,12	0,20	1,07	0,22	1,15	0,17	1,20	0,19	1,14	0,22	1,19
PK 5	0,28	1,40	0,32	1,16	0,33	1,41	0,29	1,06	0,31	1,27	0,37	1,42
PK 6	0,34	1,08	0,45	1,16	0,40	1,17	0,42	1,11	0,34	1,09	0,32	1,19
Mittelwert	0,34	1,17	0,43	1,19	0,44	1,24	0,45	1,10	0,36	1,17	0,53	1,26
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,09	0,12	0,17	0,10	0,20	0,10	0,26	0,07	0,18	0,07	0,35	0,13
Median	0,34	1,12	0,43	1,16	0,41	1,21	0,42	1,11	0,31	1,16	0,38	1,27
Quartil 1	0,27	1,11	0,29	1,10	0,30	1,15	0,26	1,05	0,26	1,11	0,30	1,16
Quartil 3	0,41	1,22	0,53	1,31	0,53	1,32	0,59	1,13	0,43	1,22	0,86	1,37

Tabelle 16c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 16a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,71	0,80	0,85	0,95	0,84	0,97	0,95	0,95	0,59	0,72	1,46	1,99
$E = r_2/r_1$	1,13		1,12		1,15		1,00		1,25		1,36	
PK 2	1,01	1,18	1,41	1,85	1,65	2,09	2,03	2,26	1,48	1,76	2,25	3,05
$E = r_2/r_1$	1,17		1,31		1,27		1,11		1,19		1,36	
PK 3	0,79	0,89	0,89	1,20	0,85	1,11	1,02	1,14	0,57	0,64	0,81	0,88
$E = r_2/r_1$	1,13		1,35		1,31		1,12		1,12		1,09	
PK 4	0,46	0,52	0,39	0,42	0,43	0,50	0,30	0,37	0,37	0,43	0,42	0,51
$E = r_2/r_1$	1,13		1,08		1,16		1,23		1,16		1,21	
PK 5	0,50	0,72	0,65	0,76	0,61	0,88	0,61	0,65	0,59	0,76	0,67	0,97
$E = r_2/r_1$	1,44		1,17		1,44		1,07		1,29		1,45	
PK 6	0,71	0,77	0,92	1,08	0,81	0,96	0,90	1,00	0,70	0,77	0,63	0,76
$E = r_2/r_1$	1,08		1,17		1,19		1,11		1,11		1,21	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,13		1,17		1,23		1,11		1,18		1,29	
Quartil 1	1,12		1,11		1,16		1,05		1,12		1,18	
Quartil 3	1,24		1,32		1,34		1,15		1,26		1,38	

Tabelle 16d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	1,00	0	0	0,50
PK 2	0	0	0	1,00	1,00	0
PK 3	0	1,00	0	0	0	0
PK 4	0	0	0	0	0	0
PK 5	0	0	0	0	0	0
PK 6	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	0	0,17	0,17	0,17	0,17	0,08
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0	0,41	0,41	0,41	0,41	0,20
Median	0	0	0	0	0	0
Quartil 1	0	0	0	0	0	0
Quartil 3	0	0,25	0,25	0,25	0,25	0,13

Tabelle 16e Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Lösedrehmoment** [Ncm] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad, der Mittelwert über die sechs Prüfkörper sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	9	1	4	3	Wird nicht gemessen	6
PK 2	6	1	2	6		5
PK 3	7	5	5	6		4
PK 4	9	7	10	9		6
PK 5	8	7	9	8		2 ¹⁾
PK 6	10	4	6	6		6
Mittelwert	8,17	4,17	6,00	6,33		4,83
Standard-Abweichung des Mittelwerts	1,47	2,71	3,03	2,07		1,60
Median	8,50	4,50	5,50	6,00		5,50
Quartil 1	6,75	1,00	3,50	5,25		3,50
Quartil 3	9,25	7,00	9,25	8,25	6,00	

¹⁾ Nach Ende des letzten Testlaufs erwies sich die Schraube als gebrochen.

Tabelle 17a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,45	0,70	0,46	0,56	0,36	0,42	0,49	0,62	1,12	1,22	1,08	1,24
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,58		0,51		0,39		0,56		1,17		1,16	
PK 2	0,60	0,69	0,33	0,38	0,51	0,78	0,65	0,71	0,49	0,61	0,55	0,62
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,65		0,36		0,65		0,68		0,55		0,59	
PK 3	0,45	0,55	0,40	0,50	0,44	0,56	0,63	0,90	0,49	0,65	1,83	2,35
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,50		0,45		0,50		0,77		0,57		2,09	
PK 4	0,44	0,53	0,72	0,79	0,47	0,57	0,46	0,53	0,69	0,76	1,23	1,32
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,49		0,76		0,52		0,50		0,73		1,28	
PK 5	0,55	0,61	0,47	0,58	0,48	0,73	0,46	0,57	0,42	0,63	2,37	2,76
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,58		0,53		0,61		0,52		0,53		2,57	
PK 6	0,50	0,56	0,45	0,53	0,46	0,77	0,37	0,38	1,12	1,46	1,44	1,82
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,53		0,49		0,62		0,38		1,29		1,36	

Tabelle 17b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,25	1,56	0,22	1,22	0,17	1,17	0,24	1,27	0,50	1,09	0,49	1,15
PK 2	0,28	1,15	0,15	1,15	0,28	1,53	0,29	1,09	0,23	1,24	0,25	1,13
PK 3	0,21	1,22	0,19	1,24	0,21	1,27	0,33	1,43	0,24	1,33	0,89	1,28
PK 4	0,21	1,20	0,32	1,10	0,22	1,21	0,21	1,15	0,31	1,10	0,54	1,07
PK 5	0,25	1,11	0,22	1,23	0,26	1,52	0,22	1,24	0,22	1,50	1,09	1,16
PK 6	0,22	1,12	0,21	1,18	0,26	1,67	0,16	1,03	0,55	1,30	0,58	1,26
Mittelwert	0,24	1,23	0,22	1,19	0,23	1,40	0,24	1,20	0,34	1,26	0,64	1,18
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,03	0,17	0,06	0,05	0,04	0,20	0,06	0,14	0,15	0,15	0,30	0,08
Median	0,24	1,18	0,22	1,20	0,24	1,40	0,23	1,20	0,28	1,27	0,56	1,16
Quartil 1	0,21	1,12	0,18	1,14	0,20	1,20	0,20	1,08	0,23	1,10	0,43	1,12
Quartil 3	0,26	1,31	0,25	1,23	0,27	1,57	0,30	1,31	0,51	1,37	0,94	1,27

Tabelle 17c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 17a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,40	0,65	0,41	0,51	0,31	0,37	0,44	0,57	1,07	1,17	1,03	1,19
$E = r_2/r_1$	1,63		1,24		1,19		1,30		1,09		1,16	
PK 2	0,55	0,64	0,28	0,33	0,46	0,73	0,60	0,66	0,44	0,56	0,50	0,57
$E = r_2/r_1$	1,16		1,18		1,59		1,10		1,27		1,14	
PK 3	0,40	0,50	0,35	0,45	0,39	0,51	0,58	0,85	0,44	0,60	1,78	2,30
$E = r_2/r_1$	1,25		1,29		1,31		1,47		1,36		1,29	
PK 4	0,39	0,48	0,67	0,74	0,42	0,52	0,41	0,48	0,64	0,71	1,18	1,27
$E = r_2/r_1$	1,23		1,10		1,24		1,17		1,11		1,08	
PK 5	0,50	0,56	0,42	0,53	0,43	0,68	0,41	0,52	0,37	0,58	2,32	2,71
$E = r_2/r_1$	1,12		1,26		1,58		1,27		1,57		1,17	
PK 6	0,45	0,51	0,40	0,48	0,41	0,72	0,32	0,33	1,07	1,41	1,39	1,77
$E = r_2/r_1$	1,13		1,20		1,76		1,03		1,32		1,27	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,20		1,22		1,45		1,22		1,30		1,17	
Quartil 1	1,13		1,16		1,23		1,08		1,11		1,13	
Quartil 3	1,35		1,27		1,62		1,34		1,41		1,28	

Tabelle 17d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **BOL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	0	0	0	0
PK 2	1,00	2,00	0	0	0	0
PK 3	2,00	0	0	0	0	0
PK 4	0	1,00	0	0	0	0
PK 5	1,00	0	0	0	2,00	2,00
PK 6	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	0,67	0,50	0	0	0,33	0,33
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,82	0,84	-	-	0,82	0,82
Median	0,50	0	0	0	0	0
Quartil 1	0	0	0	0	0	0
Quartil 3	1,25	1,25	0	0	0,50	0,50

Tabelle 18a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,82	0,91	0,56	0,70	0,52	0,59	0,87	1,09	†(2 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,87		0,63		0,56		0,98		-		-	
PK 2	0,49	0,69	0,60	0,69	0,48	0,62	0,41	0,54	0,48	0,93	0,57	0,64
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,84		0,65		0,55		0,48		0,71		0,61	
PK 3	0,48	0,53	0,34	0,38	0,40	0,47	0,43	0,56	0,42	0,45	†(1 min.)	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,51		0,36		0,44		0,50		0,44		-	
PK 4	0,31	0,38	0,35	0,46	0,38	0,44	0,44	0,56	†(0 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,35		0,41		0,41		0,50		-		-	
PK 5	0,49	0,52	0,31	0,36	0,33	0,36	0,34	0,45	0,44	0,55	1,30	1,73
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,51		0,34		0,35		0,40		0,50		1,52	
PK 6	0,37	0,39	0,53	0,58	0,35	0,47	0,50	0,67	0,46	0,64	0,69	0,94
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,38		0,56		0,41		0,59		0,55		0,82	

† = Prüfkörper gebrochen

Tabelle 18b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,37	1,11	0,27	1,25	0,24	1,13	0,42	1,25	-	-	-	-
PK 2	0,36	1,41	0,28	1,15	0,23	1,29	0,20	1,32	0,30	1,94	0,26	1,12
PK 3	0,22	1,10	0,15	1,12	0,19	1,18	0,21	1,30	0,19	1,07	-	-
PK 4	0,15	1,23	0,17	1,31	0,17	1,16	0,21	1,27	-	-	-	-
PK 5	0,22	1,06	0,14	1,16	0,15	1,09	0,17	1,32	0,21	1,25	0,65	1,33
PK 6	0,16	1,05	0,24	1,09	0,17	1,34	0,25	1,34	0,23	1,39	0,35	1,36
Mittelwert	0,25	1,16	0,21	1,18	0,19	1,20	0,24	1,30	0,23	1,41	0,42	1,27
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,10	0,14	0,06	0,08	0,04	0,10	0,09	0,03	0,05	0,38	0,20	0,13
Median	0,22	1,11	0,21	1,16	0,18	1,17	0,21	1,31	0,22	1,32	0,35	1,33
Quartil 1	0,16	1,06	0,15	1,11	0,17	1,12	0,19	1,27	0,20	1,12	0,26	1,12
Quartil 3	0,36	1,28	0,27	1,27	0,23	1,30	0,29	1,33	0,28	1,80	0,65	1,36

Tabelle 18c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 18a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,77	0,86	0,51	0,65	0,47	0,54	0,82	1,04	†(2 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,12		1,27		1,15		1,27		-		-	
PK 2	0,44	0,64	0,55	0,64	0,43	0,57	0,36	0,49	0,43	0,88	0,52	0,59
$E = r_2/r_1$	1,45		1,16		1,33		1,36		2,05		1,13	
PK 3	0,43	0,48	0,29	0,33	0,35	0,42	0,38	0,51	0,37	0,40	†(1 min.)	
$E = r_2/r_1$	1,12		1,14		1,20		1,34		1,08		-	
PK 4	0,26	0,33	0,30	0,41	0,33	0,39	0,39	0,52	†(0 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,27		1,37		1,18		1,33		-		-	
PK 5	0,44	0,47	0,26	0,31	0,28	0,31	0,29	0,40	0,39	0,50	1,25	1,68
$E = r_2/r_1$	1,07		1,19		1,11		1,38		1,28		1,34	
PK 6	0,32	0,34	0,48	0,53	0,30	0,42	0,45	0,62	0,41	0,59	0,64	0,89
$E = r_2/r_1$	1,06		1,10		1,40		1,38		1,44		1,39	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,12		1,18		1,19		1,35		1,36		1,34	
Quartil 1	1,07		1,13		1,14		1,32		1,13		1,13	
Quartil 3	1,32		1,30		1,35		1,38		1,90		1,39	

† = Prüfkörper gebrochen

Tabelle 18d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **BOL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	1,00	1,50	3,00	120 ¹⁾	-	-
PK 2	0	3,00	3,00	7,00	7,00	7,00
PK 3	0	1,00	1,50	2,00	2,50	-
PK 4	1,00	3,00	3,50	3,50	-	-
PK 5	1,50	2,00	2,50	3,00	3,00	3,00
PK 6	1,00	1,00	1,50	2,00	3,50	4,50
Mittelwert	0,75	1,92	2,50	3,50	4,00	4,83
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,61	0,92	0,84	2,06	2,33	2,02
Median	1,00	1,75	2,75	3,00	3,25	4,50
Quartil 1	0	1,00	1,50	2,00	2,63	-
Quartil 3	1,13	3,00	3,13	5,25	6,13	-

- ¹⁾ Bei Prüfkörper 1 war vermutlich die Schraube bereits gebrochen. Dieser Prüfkörper brach beim anschließenden Crash-Test nach 2 Minuten. Der hohe Drehspielwert wurde nicht in die statistische Auswertung einbezogen.

Tabelle 19a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,70	0,79	0,44	0,62	0,52	0,62	0,65	0,79	0,47	0,69	1,28	1,40
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,75		0,53		0,57		0,72		0,58		1,34	
PK 2	0,56	0,60	0,45	0,57	0,47	0,56	0,62	0,95	1,55	1,64	1,05	1,27
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,58		0,51		0,52		0,79		1,60		1,16	
PK 3	0,49	0,53	0,52	0,64	0,41	0,50	0,53	0,62	0,59	0,85	0,94	1,34
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,51		0,58		0,46		0,58		0,72		1,14	
PK 4	0,52	0,61	0,61	0,69	0,55	0,66	0,50	0,69	0,77	0,85	1,01	1,20
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,57		0,65		0,61		0,60		0,81		1,11	
PK 5	0,67	1,06	0,37	0,42	0,50	0,56	0,47	0,53	1,50	1,60	1,40	1,63
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,87		0,40		0,53		0,50		1,55		1,52	
PK 6	0,53	0,75	0,48	0,52	0,89	1,13	0,56	0,60	1,57	2,05	1,05	1,20
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,64		0,50		1,01		0,58		1,81		1,13	

Tabelle 19b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1	0,32	1,13	0,23	1,41	0,24	1,19	0,31	1,22	0,25	1,47	0,57	1,09
PK 2	0,25	1,07	0,22	1,27	0,22	1,19	0,34	1,53	0,68	1,06	0,49	1,21
PK 3	0,22	1,08	0,25	1,23	0,20	1,22	0,25	1,17	0,31	1,44	0,48	1,43
PK 4	0,24	1,17	0,28	1,13	0,26	1,20	0,25	1,38	0,34	1,10	0,47	1,19
PK 5	0,37	1,58	0,17	1,14	0,23	1,12	0,21	1,13	0,66	1,07	0,65	1,16
PK 6	0,27	1,42	0,21	1,08	0,43	1,27	0,25	1,07	0,77	1,31	0,48	1,14
Mittelwert	0,28	1,24	0,23	1,21	0,26	1,20	0,27	1,25	0,50	1,24	0,52	1,20
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,06	0,21	0,04	0,12	0,08	0,05	0,05	0,17	0,23	0,19	0,07	0,12
Median	0,26	1,15	0,23	1,19	0,24	1,20	0,25	1,20	0,50	1,21	0,49	1,18
Quartil 1	0,24	1,08	0,20	1,12	0,22	1,17	0,24	1,12	0,30	1,07	0,48	1,13
Quartil 3	0,33	1,46	0,26	1,31	0,30	1,23	0,32	1,42	0,70	1,45	0,59	1,27

Tabelle 19c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 19a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1	0,65	0,74	0,39	0,57	0,47	0,57	0,60	0,74	0,42	0,64	1,23	1,35
$E = r_2/r_1$	1,14		1,46		1,21		1,23		1,52		1,10	
PK 2	0,51	0,55	0,40	0,52	0,42	0,51	0,57	0,90	1,50	1,59	1,00	1,22
$E = r_2/r_1$	1,08		1,30		1,21		1,58		1,06		1,22	
PK 3	0,44	0,48	0,47	0,59	0,36	0,45	0,48	0,57	0,54	0,80	0,89	1,29
$E = r_2/r_1$	1,09		1,26		1,25		1,19		1,48		1,45	
PK 4	0,47	0,56	0,56	0,64	0,50	0,61	0,45	0,64	0,72	0,80	0,96	1,15
$E = r_2/r_1$	1,19		1,14		1,22		1,42		1,11		1,20	
PK 5	0,62	1,01	0,32	0,37	0,45	0,51	0,42	0,48	1,45	1,55	1,35	1,58
$E = r_2/r_1$	1,63		1,16		1,13		1,14		1,07		1,17	
PK 6	0,48	0,70	0,43	0,47	0,84	1,08	0,51	0,55	1,52	2,00	1,00	1,15
$E = r_2/r_1$	1,46		1,09		1,29		1,08		1,32		1,15	
Median der Exzentrizität der Kippspiele von PK1-6	1,17		1,21		1,22		1,21		1,22		1,19	
Quartil 1	1,09		1,13		1,19		1,13		1,07		1,14	
Quartil 3	1,50		1,34		1,26		1,46		1,49		1,28	

Tabelle 19d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **TIL mit Ti-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1	0	0	1,00	0	0	0
PK 2	0	8,00	0	0	0	6,00
PK 3	0	0	0,50	1,00	0	0
PK 4	0	1,00	0	0	0	0
PK 5	0	0	3,00	0	0	0
PK 6	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	0	1,50	0,75	0,17	0	1,00
Standard-Abweichung	0	3,21	1,17	0,41	0	2,45
Median	0	0	0,25	0	0	0
Quartil 1	0	0	0	0	0	0
Quartil 3	0	2,75	1,50	0,25	0	1,50

Tabelle 20a Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1 ¹⁾	2,16	4,45	2,62	4,72	2,74	4,80	2,66	5,54	2,93	5,30	3,77	5,26
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	3,31		3,67		3,77		4,10		4,12		4,52	
PK 2	0,41	0,45	0,57	0,79	0,49	0,61	0,65	0,90	0,28	0,41	0,38	0,57
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,43		0,68		0,55		0,78		0,35		0,48	
PK 3	0,50	0,50	0,40	0,50	0,49	0,61	0,32	0,38	0,28	0,35	0,40	0,48
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,50		0,45		0,55		0,35		0,32		0,44	
PK 4	0,40	0,51	0,45	0,59	0,30	0,46	0,42	0,46	0,55	1,00	1,59	1,72
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,46		0,52		0,38		0,44		0,78		1,66	
PK 5	0,96	1,71	0,76	1,44	0,58	0,74	0,43	0,53	†(6 min.)		-	
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	1,34		1,10		0,66		0,48		-		-	
PK 6	0,33	0,46	0,33	0,44	0,35	0,42	0,37	0,41	0,41	0,55	0,60	0,82
$\frac{r_1 + r_2}{2}$	0,40		0,39		0,39		0,39		0,48		0,71	

¹⁾ Prüfkörper 1 zeigte sehr hohe Abweichungen in den Werten für das Kippspiel im Vergleich zu den übrigen fünf Prüfkörpern, welche alle weitgehend uniforme Werte aufwiesen. Die Werte von Prüfkörper 1 wurden deshalb nicht in Mittelwertberechnung einbezogen.

Tabelle 20b Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Kippspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben sind für jeden der Prüfkörper die mittlere Auslenkung MA in Grad und die Exzentrizität E der Auslenkung als Verhältnis r_2/r_1 sowie der Median und das erste und dritte Quartil der Messwerte.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E	MA	E
PK 1 ¹⁾	1,40	2,06	1,56	1,80	1,60	1,75	1,74	2,08	1,75	1,81	1,92	1,40
PK 2	0,18	1,10	0,29	1,39	0,23	1,24	0,33	1,38	0,15	1,46	0,20	1,50
PK 3	0,21	1,00	0,19	1,25	0,23	1,24	0,15	1,19	0,14	1,24	0,19	1,20
PK 4	0,20	1,28	0,22	1,31	0,16	1,10	0,19	1,10	0,33	1,82	0,70	1,08
PK 5	0,67	1,78	0,47	1,89	0,28	1,28	0,21	1,23	-	-	-	-
PK 6	0,16	1,40	0,17	1,33	0,17	1,20	0,17	1,11	0,20	1,34	0,30	1,48
Mittelwert	0,28	1,31	0,27	1,43	0,21	1,21	0,21	1,20	0,21	1,47	0,35	1,32
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0,22	0,30	0,12	0,26	0,05	0,07	0,07	0,11	0,09	0,25	0,24	0,21
Median	0,20	1,28	0,22	1,33	0,23	1,24	0,19	1,19	0,18	1,40	0,25	1,34
Quartil 1	0,17	1,05	0,18	1,28	0,17	1,15	0,16	1,11	0,14	1,27	0,19	1,11
Quartil 3	0,44	1,59	0,38	1,64	0,26	1,26	0,27	1,31	0,30	1,73	0,60	1,50

¹⁾ Prüfkörper 1 zeigte sehr hohe Abweichungen in den Werten für das Kippspiel im Vergleich zu den übrigen fünf Prüfkörpern, welche alle weitgehend uniforme Werte aufwiesen. Die Werte von Prüfkörper 1 wurden deshalb nicht in die Mittelwertberechnung, die Medianberechnung und die Quartilenberechnung einbezogen.

Tabelle 20c Korrigierte Messwerte des Kippspiels mit den Werten r_1 und r_2 [mm] für die Hauptachsen der exzentrischen Bewegung jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Intervallen des Fatigue- sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Von den ursprünglichen Werten des Kippspiels (Tab. 20a) wurde der Leerwert 0,05 mm abgezogen und das Verhältnis r_2/r_1 zur Festlegung der **Exzentrizität** neu bestimmt.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial		20 min		40 min		60 min		Crash 10		Crash 20	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
PK 1 ¹⁾	2,11	4,40	2,57	4,67	2,69	4,75	2,61	5,49	2,88	5,25	3,72	5,21
$E = r_2/r_1$	2,09		1,82		1,77		2,10		1,82		1,40	
PK 2	0,36	0,40	0,52	0,74	0,44	0,56	0,60	0,85	0,23	0,36	0,33	0,52
$E = r_2/r_1$	1,11		1,42		1,27		1,42		1,57		1,58	
PK 3	0,45	0,45	0,35	0,45	0,44	0,56	0,27	0,33	0,23	0,30	0,35	0,43
$E = r_2/r_1$	1,00		1,29		1,27		1,22		1,30		1,23	
PK 4	0,35	0,46	0,40	0,54	0,25	0,41	0,37	0,41	0,50	0,95	1,54	1,67
$E = r_2/r_1$	1,31		1,35		1,64		1,11		1,90		1,08	
PK 5	0,91	1,66	0,71	1,39	0,53	0,69	0,37	0,48	†(6 min.)		-	
$E = r_2/r_1$	1,82		1,96		1,30		1,30		-		-	
PK 6	0,28	0,41	0,28	0,39	0,30	0,37	0,32	0,36	0,36	0,50	0,55	0,77
$E = r_2/r_1$	1,46		1,39		1,23		1,13		1,39		1,40	
Median der Exzentrizität der Kipp-spiele von PK1-6	1,31		1,39		1,27		1,22		1,48		1,32	
Quartil 1	1,06		1,32		1,25		1,12		1,32		1,12	
Quartil 3	1,64		1,69		1,47		1,36		1,82		1,54	

¹⁾ Prüfkörper 1 zeigte sehr hohe Abweichungen in den Werten für das Kippspiel im Vergleich zu den übrigen fünf Prüfkörpern, welche alle weitgehend uniforme Werte aufwiesen. Die Werte von Prüfkörper 1 wurden deshalb nicht in Mittelwertberechnung einbezogen. † = Prüfkörper gebrochen

Tabelle 20d Messwerte zur Feststellung des mechanischen Spiels zwischen Implantat und Abutment. Gemessen wurde das **Drehspiel** [Grad] jeweils einmal vor (initial) und nach den jeweils drei Zyklen der Fatigue-Tests sowie den beiden Zyklen des Crash-Tests. Angegeben ist für jeden der Prüfkörper das Drehspiel in Grad.

Prüfkörper: **TIL mit ZrO₂-Schraube (thermocycled)**

Prüfkörper	initial	20 min	40 min	60 min	Crash 10	Crash 20
PK 1 ¹⁾	4,00	4,00	6,00	5,00	4,00	5,00
PK 2	0	1,00	1,00	0	0,50	0
PK 3	0	1,00	1,00	2,00	2,00	0
PK 4	0	1,00	2,00	0	0	0
PK 5	0	0	0	1,00	-	-
PK 6	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	0	0,60	0,80	0,60	0,63	0
Standard-Abweichung des Mittelwerts	0	0,55	0,84	0,89	0,95	0
Median	0	1,00	1,00	0	0,25	0
Quartil 1	0	0	0	0	0	0
Quartil 3	0	1,00	1,50	1,50	1,63	0

¹⁾ Prüfkörper 1 zeigte sehr hohe Abweichungen in den Werten für das Drehspiel im Vergleich zu den übrigen fünf Prüfkörpern, welche alle weitgehend uniforme Werte aufwiesen. Die Werte von Prüfkörper 1 wurden deshalb nicht in die Mittelwertberechnung, die Medianberechnung und die Quartilenberechnung einbezogen.

Tabelle 21 Zusammenstellung der Messwerte des **Lösedrehmoments** [Ncm] aller Prüfkörper. Angegeben sind jeweils der Medianwert der Messungen vor Belastung (initial), im Fatigue (F)- und im Crash-Test (CR), dazu das erste und dritte Quartil der Messwerte. † bedeutet, dass durch Bruch beim Crash-Test CR20 alle Prüfkörper des Typs BOL-Zr versagten. Leere Felder bedeuten, dass die zugehörige Messung nicht durchgeführt wurde. Dies betraf MON sowie alle thermozyklisierten Implantate.

	Prüfkörpertyp	MON	CEM ^{TC}	BOL-Ti	BOL-Zr	TIL-Ti	TIL-Zr	BOL-Ti ^{TC}	BOL-Zr ^{TC}	TIL-Ti ^{TC}	TIL-Zr ^{TC}
Lösedrehmoment	Median initial			9,00	4,00	11,50	8,50				
	Quartil 1 initial			7,00	3,75	10,75	6,75				
	Quartil 3 initial			12,75	5,00	12,75	9,25				
	Median F20			8,00	3,50	8,50	4,50				
	Quartil 1 F20			3,00	1,75	5,75	1,00				
	Quartil 3 F20			10,75	4,25	12,25	7,00				
	Median F40			10,00	5,00	9,50	5,50				
	Quartil 1 F40			8,75	3,00	8,00	3,50				
	Quartil 3 F40			13,00	5,50	14,25	9,25				
	Median F60			9,00	6,00	11,00	6,00				
	Quartil 1 F60			7,00	4,00	9,75	5,25				
	Quartil 3 F60			10,25	6,25	14,00	8,25				
	Median CR10										
	Quartil 1 CR10										
	Quartil 3 CR10										
	Median CR20			8,00	†	11,50	5,50				
	Quartil 1 CR20			5,00	†	8,75	3,50				
	Quartil 3 CR20			11,50	†	13,00	6,00				

† = Prüfkörper gebrochen

Tabelle 22 Zusammenstellung der Messwerte des **Drehspiels** [Grad] aller Prüfkörper. Angegeben sind jeweils der Medianwert der Messungen vor Belastung (initial), im Fatigue (F)- und im Crash-Test (CR), dazu das erste und dritte Quartil der Messwerte. † bedeutet, dass durch Bruch beim Crash-Test CR20 alle Prüfkörper versagten. Dies betraf die Implantattypen CEM^{TC} und BOL-Zr. Felder mit “-“, bedeuten, dass der Zahlenwert nicht berechnet werden konnte, da zu wenige überlebende Prüfkörper vorhanden waren. Dies betraf CEM^{TC} bei CR10 mit nur 1 überlebendem Exemplar und BOL-Zr^{TC} bei CR20 mit nur 3 überlebenden Exemplaren.

	Prüfkörper- typ	MON	CEM ^{TC}	BOL- Ti	BOL- Zr	TIL-Ti	TIL- Zr	BOL- Ti ^{TC}	BOL- Zr ^{TC}	TIL- Ti ^{TC}	TIL- Zr ^{TC}
Drehspiel	Median initial	0	0,50	0	0	0	0	0,50	1,00	0	0
	Quartil 1 initial	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Quartil 3 initial	0	2,50	0	0	0	0	1,25	1,13	0	0
	Median F20	0	0	0	0	0	0	0	1,75	0	1,00
	Quartil 1 F20	0	0	0	0	0	0	0	1,00	0	0
	Quartil 3 F20	0	1,50	0	0,63	0	0,25	1,25	3,00	2,75	1,00
	Median F40	0	0	0	0,75	0	0	0	2,75	0,25	1,00
	Quartil 1 F40	0	0	0	0	0	0	0	1,15	0	0
	Quartil 3 F40	0	0,75	0	2,25	0	0,25	0	3,13	1,50	1,50
	Median F60	0	0	0	0,50	0	0	0	3,00	0	0
	Quartil 1 F60	0	0	0	0	0	0	0	2,00	0	0
	Quartil 3 F60	0	0	3,00	2,25	0,63	0,25	0	5,25	0,25	1,50
	Median CR10	0	-	0	3,00	0	0	0	3,25	0	0,25
	Quartil 1 CR10	0	-	0	0,75	0	0	0	2,63	0	0
	Quartil 3 CR10	0	-	0	3,50	0	0,25	0,50	6,13	0	1,63
	Median CR20	0	†	0	†	0	0	0	4,50	0	0
	Quartil 1 CR20	0	†	0	†	0	0	0	-	0	0
Quartil 3 CR20	0	†	3,00	†	1,13	0,13	0,50	-	1,5	0	

Tabelle 23 Zusammenstellung der Messwerte des **Kippspiels** [Grad] aller Prüfkörper. Angegeben sind jeweils der Medianwert der Messungen vor Belastung (initial), im Fatigue (F)- und im Crash-Test (CR), dazu das erste und dritte Quartil der Messwerte. † bedeutet, dass durch Bruch beim Crash-Test CR20 alle Prüfkörper versagten. Dies betraf die Implantattypen CEM^{TC} und BOL-Zr. Felder mit “-“, bedeuten, dass der Zahlenwert nicht berechnet werden konnte, da zu wenige überlebende Prüfkörper vorhanden waren. Dies betraf CEM^{TC} bei CR10 mit nur 1 überlebendem Exemplar.

	Prüfkörper- typ	MON	CEM ^{TC}	BOL- Ti	BOL- Zr	TIL-Ti	TIL- Zr	BOL- Ti ^{TC}	BOL- Zr ^{TC}	TIL- Ti ^{TC}	TIL- Zr ^{TC}
Kippspiel	Median initial	0,21	0,37	0,45	0,39	0,32	0,34	0,24	0,22	0,26	0,20
	Quartil 1 initial	0,20	0,36	0,38	0,35	0,19	0,27	0,21	0,16	0,24	0,17
	Quartil 3 initial	0,33	0,47	0,48	0,40	0,38	0,41	0,26	0,36	0,33	0,44
	Median F20	0,20	0,42	0,43	0,33	0,23	0,43	0,22	0,21	0,23	0,22
	Quartil 1 F20	0,15	0,38	0,40	0,32	0,19	0,29	0,18	0,15	0,20	0,18
	Quartil 3 F20	0,33	0,43	0,61	0,42	0,31	0,53	0,25	0,27	0,26	0,38
	Median F40	0,19	0,45	0,44	0,33	0,22	0,41	0,24	0,18	0,24	0,23
	Quartil 1 F40	0,17	0,40	0,39	0,31	0,19	0,30	0,20	0,17	0,22	0,17
	Quartil 3 F40	0,35	0,48	0,52	0,43	0,30	0,53	0,27	0,23	0,30	0,26
	Median F60	0,22	0,36	0,43	0,33	0,22	0,42	0,23	0,21	0,25	0,19
	Quartil 1 F60	0,20	0,31	0,38	0,33	0,17	0,26	0,20	0,19	0,24	0,16
	Quartil 3 F60	0,38	0,51	0,53	0,42	0,30	0,59	0,30	0,29	0,32	0,27
	Median CR10	0,20	-	0,44	0,35	0,24	0,31	0,28	0,22	0,50	0,18
	Quartil 1 CR10	0,15	-	0,35	0,33	0,19	0,26	0,23	0,20	0,30	0,14
	Quartil 3 CR10	0,39	-	1,14	0,46	0,27	0,43	0,51	0,28	0,70	0,30
	Median CR20	0,21	†	0,51	†	0,32	0,38	0,56	0,35	0,49	0,25
	Quartil 1 CR20	0,18	†	0,36	†	0,24	0,30	0,43	0,26	0,48	0,19
	Quartil 3 CR20	0,40	†	1,76	†	0,48	0,86	0,94	0,65	0,59	0,60

Tabelle 24 Applizierte Auslenkungen [mm] und zugehörige Auslenkmomente [Ncm] unter den Bedingungen des Fatigue-Tests (F) und des Crash-Tests (CR) für alle Prüfkörpertypen. Die Werte resultieren aus Mittelung der Messwerte von jeweils zwei Prüfkörpern.

Prüfkörpertyp	Fatigue-Test (F)		Crash-Test (CR)	
	Auslenkung [mm]	Auslenkmoment [Ncm]	Auslenkung [mm]	Auslenkmoment [Ncm]
MON	0,45	15	2,35	60
CEM mit Thermocycling (CEM ^{TC})	0,60	13	0,85	16 ¹⁾
BOL mit Ti-Schraube (BOL-Ti)	0,60	13	2,60	52
BOL mit ZrO ₂ -Schraube (BOL-Zr)	0,75	18	3,00	62
TIL mit Ti-Schraube (TIL-Ti)	0,60	25	2,00	62
TIL mit ZrO ₂ -Schraube (TIL-Zr)	0,80	22	3,00	53
BOL mit Ti-Schraube und Thermocycling (BOL-Ti ^{TC})	0,55	16	3,10	43
BOL mit ZrO ₂ -Schraube und Thermocycling (BOL-Zr ^{TC})	0,70	15	2,60	38
TIL mit Ti-Schraube und Thermocycling (TIL-Ti ^{TC})	0,45	13	2,30	45
TIL mit ZrO ₂ -Schraube und Thermocycling (TIL-Zr ^{TC})	0,50	18	2,30	40
Mittelwert		16,8		50,6
Standard-Abweichung des Mittelwerts		4,0		9,5
Median		15,5		52,0
Quartil 1		13,0		41,5
Quartil 3		19,0		61,0

¹⁾ Der Prüfkörpertyp CEM^{TC} zeigte unter den Crash Test-Bedingungen eine ungewöhnlich kleine Auslenkung und dabei ein sehr geringes Auslenkmoment. Für die Berechnung von Mittelwert und Median wurde dieser Wert nicht herangezogen.

8. Vorabveröffentlichung von Ergebnissen

Die Ergebnisse dieser Dissertation wurden auf dem 36. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Implantologie in Hamburg (24. - 26. 11. 2022) durch Vortrag und Posterpräsentation vorgestellt.

Das Poster ist im International Poster Journal of Dentistry and Oral Medicine veröffentlicht:

Beck A, Niedermeier W (2023). Determination of stability of two-piece zirconium dioxide implants using the rotational oscillation test. Intl J Dent Oral Med. 01, Poster 2519.