

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München



**Qualität und Langlebigkeit von Implantaten mit direkt
verschraubten Einzelzahnkronen vor und nach
künstlicher Alterung**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Sonja Südbeck
aus
Würzburg
2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Erster Gutachter: Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc.
Zweiter Gutachter: Prof. Dr. Reinhard Hickel
Dritter Gutachter: Prof. Dr. Heinz Kniha
ggf. weitere Gutachter: Prof. Dr. Gabriele Kaeppler

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 16.01.2023



LUDWIG-
MAXIMILIANS-
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

Dekanat Medizinische Fakultät
Promotionsbüro



Eidesstattliche Versicherung

Südbeck, Sonja Margarethe

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema
**Qualität und Langlebigkeit von Implantaten mit direkt verschraubten Einzelzahnkronen
vor und nach künstlicher Alterung**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 24.01.2023

Ort, Datum

Sonja Südbeck

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

Meiner geliebten Familie

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| 1. Abkürzungsverzeichnis..... | 6 |
| 2. Publikationsliste..... | 7 |
| 3. Einleitung und Zielsetzung..... | 8 |
| 4. Eigene Arbeiten..... | 13 |
| 4.1 Originalarbeit: Südbeck S, Buser R, Reymus M, Hoffmann M, Edelhoff D, Stawarczyk B. A new implant system with directly screwed supra-constructs: Impact of restoration material and artificial aging on the bending moment. Int J Prosthodont, 2022; accepted. IF 2022: 1.681..... | 13 |
| 4.2 Originalarbeit: Südbeck S, Hoffmann M, Reymus M, Buser R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Bending moment of implants restored with CAD/CAM polymer-based restoration materials with or without a titanium base before and after artificial aging. Dent Mater, 2022; [epub ahead] (doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.009) IF 2022: 5.304..... | 43 |
| 5. Diskussion..... | 56 |
| 6. Zusammenfassung und Ausblick..... | 67 |
| 7. Englische Zusammenfassung..... | 69 |
| 8. Literaturverzeichnis..... | 70 |
| 9. Danksagung..... | 75 |

1. Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM = Computer aided design/ computer aided manufacturing

PMMA = Polymethylmethacrylat

PICN = polymerinfiltrierte Keramik

TiB-Implantate = Implantate mit Titanbasis, Octasystem

NTiB-Implantate = Implantate ohne Titanbasis, Matrixsystem

3Y-TZP = 3 mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkonoxid

4Y-TZP = 4 mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkonoxid

5Y-TZP = 5 mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkonoxid

CoCrMo = Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung

CC = Komposite (Crios, Coltène)

VE = polymerinfiltrierte Keramik (VITA Enamic, VITA Zahnfabrik)

PM = PMMA (Ceramill A-Temp, Amann Girrbach)

ND = 3D-gedruckter Kunststoff (C & B MFH, Next Dent)

2. Publikationsliste

Südbeck S, Buser R, Reymus M, Hoffmann M, Edelhoff D, Stawarczyk B. A new implant system with directly screwed supra-constructions: Impact of restoration material and artificial aging on the bending moment. *Int J Prosthodont*, 2022; accepted

IF 2022: 1.681

Südbeck S, Hoffmann M, Reymus M, Buser R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Bending moment of implants restored with CAD/CAM polymer-based restoration materials with or without a titanium base before and after artificial aging. *Dent Mater*, 2022; [epub ahead] (<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.009>)

IF 2022: 5.304

3. Einleitung und Zielsetzung

Titan-Abutments galten im klinischen Gebrauch aufgrund ihrer guten mechanischen Eigenschaften, Langlebigkeit und hohen Biokompatibilität viele Jahre als Goldstandard [1]. Vor einem möglichen Bruch tritt in der Regel zunächst eine elastische, später eine plastische Verformung auf, so dass man von einer hohen Toleranz von Titan sowohl gegenüber Druck- als auch Zugkräften ausgehen kann [2]. Ist die Gingivamorphologie jedoch sehr dünn, können die metallischen Strukturen Verfärbungen um das Implantat herum verursachen, was insbesondere in ästhetisch anspruchsvollen Regionen zu unbefriedigenden Ergebnissen führen kann [3]. Aus diesem Grund gewannen alternative Abutments wie einteilige Zirkonoxid-Abutments oder Hybrid-Abutments, die aus einer Titanbasis und einem Keramikaufbau bestehen, an Bedeutung.

Zirkonoxid-Abutments zeichnen sich durch hohe Festigkeitswerte und eine geringe Anzahl an biologischen Komplikationen aus [4]. Es wurde im Vergleich zu Titan-Abutments jedoch eine geringere Stabilität und erhöhter Verschleiß an der Implantat-Abutment-Schnittstelle beobachtet [5, 6]. Dieser sogenannte Fretting-Verschleiß wird durch Mikrobewegungen zwischen dem Titanimplantat und der Keramik verursacht, die zu einer Beschädigung der Schnittstelle und einer anschließenden Lockerung und einem Bruch des Abutments führen [7].

Hybrid-Abutments zeigten durch die Kombination der Vorteile beider Materialien vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich ihrer mechanischen Stabilität [8], was zur Entwicklung von Hybrid-Abutment-Kronen führte. Bei dieser Art der Versorgung wird die Krone direkt auf die Titanbasis geklebt. Diese Lösung hat den Vorteil, auch bei geringem Platzangebot eine hohe Stabilität zu erreichen und ästhetische und kostengünstige Ergebnisse zu zeigen [9, 10].

Bei den kürzlich eingeführten Implantatsystemen ohne Abutment oder Titanbasis wird die Krone direkt auf das Implantat geschraubt. Diese Systeme sollen von einer schnelleren Herstellung und Behandlung sowie einer Reduzierung der benötigten Materialien profitieren, was eine höhere Kosteneffizienz gewährleistet. Sie versprechen zudem ein geringeres Periimplantitisrisiko durch Vermeidung von überschüssigem Befestigungsmaterial; die Krone wird direkt auf das Implantat geschraubt und der Zugang bei eventuellen Komplikationen vereinfacht [11]. Das Problem des Fretting-Verschleißes, der bei der Verwendung von Keramik-Abutments oder -Kronen, die mit Titanimplantaten verbunden sind, auftritt, kann mit dieser Art von Implantatsystem jedoch nicht gelöst werden.

Ein entscheidender Faktor, der die mechanische Stabilität von Implantatsystemen beeinflusst, ist das Restaurationsmaterial. Die Entwicklung neuer hochtransluzenter Zirkonoxid-Materialien (5Y-TZP und 4Y-TZP) erleichtert die Herstellung monolithischer Zirkonoxid-Kronen, wodurch Abplatzungen der Verblendung vermieden, Kosten gesenkt und gleichzeitig die erforderliche Keramikstärke verringert werden [12]. Darüber hinaus ermöglichen monolithische Zirkonoxid-Restaurationen schnellere Behandlungsverfahren [13], da die Herstellung aufgrund der jüngsten Fortschritte bei digitalen Technologien und keramischen Materialien [10] wie der Einführung von Chairside-Fräsen, gekoppelt mit Hochgeschwindigkeits-Sintertechnologie [13] automatisierter, einfacher und präziser ist [14].

Ebenfalls monolithisch einsetzbar, z. B. bei Interimsversorgungen, sind verschiedene kunststoffbasierte Kronenmaterialien. Sie bieten eine kostengünstigere Behandlungsalternative in Verbindung mit einer geringeren abrasiven Wirkung auf den Antagonistenschmelz [15]. Vorherige Untersuchungen berichten von vielversprechenden Ergebnissen hinsichtlich ihrer optischen [16] und mechanischen Eigenschaften [17, 18]. Zudem besitzen sie eine höhere Stoßdämpfungsfähigkeit [19] und haben gegenüber Zirkonoxid den Vorteil, keine zusätzliche Wärmebehandlung im Dentallabor zu benötigen, was die Herstellung weniger zeitaufwändig macht [12]. Einige Materialien wie PMMA und

3D-gedruckte Kunststoffe sind vom Hersteller jedoch nur für den Einsatz als Interimsmaterialien zugelassen, da nur begrenzte Informationen über ihre Langzeitbeständigkeit und die Wirkung thermomechanischer Alterung verfügbar sind.

Zur Herstellung kunststoffbasierter monolithischer Zahnrestaurationen steht derzeit eine Reihe von polymerbasierten CAD/CAM-Materialien wie Polymethylmethacrylat (PMMA), Komposite (CC) und polymerinfiltrierte Keramiken (PICN) zur Verfügung. Diese vorgefertigten Rohlinge werden unter standardisierten Bedingungen bei hoher Temperatur und hohem Druck industriell polymerisiert und bieten im Vergleich zu herkömmlichen Polymer-Materialien stabile und verbesserte physikalische und mechanische Eigenschaften [20, 21].

Mit der Etablierung der additiven Fertigung (3D-Druck-Technologie) und den innovativen Materialentwicklungen in diesem Bereich hat sich das Spektrum der computergestützten Fertigung noch erweitert. Die additive Fertigung erstellt das Objekt Schicht für Schicht unter Verwendung verschiedener Technologien, z. B. Stereolithografie (SLA) oder Digital Light Processing (DLP). Beide Technologien arbeiten mit flüssigem Harz, das Photoinitiatoren enthält und durch Belichtung polymerisiert wird. Als Ergebnis der Verbesserungen bei Verarbeitung und Materialien kann der 3D-Druck nun verwendet werden, um Objekte mit komplexen individuellen Geometrien in einer kurzen Entwicklungs- und Produktionszeit kosteneffizient herzustellen [22].

Sowohl die subtraktive als auch die additive Fertigung verwenden digitale Daten, die mit einem Intraoralscanner oder aus einem Laborscan eines herkömmlichen Modells erfasst wurden. Die Vorteile eines digitalen Workflows in Kombination mit der Wahl eines geeigneten Restaurationsmaterials können zum Erfolg implantatgetragener Kronen beitragen, indem sie einen präziseren und effizienteren Herstellungsprozess ermöglichen [23]. Darüber hinaus ist ein erneutes Zurückgreifen auf die Datei möglich, wenn die Restauration ersetzt werden muss.

Für das In-vivo- und In-vitro-Verhalten von implantatgetragenen Kronen ohne Titanbasis liegen nur begrenzt Daten vor [24]. Ziel der Dissertation war es daher, zu prüfen, ob Implantate mit direkt verschraubten monolithischen Einzelzahnkronen (NTiB-Implantatsystem) ähnliche Biegemomente aufweisen wie Implantate, die mit konventionell auf Titanbasen polymerisierten Kronen (TiB-Implantatsystem) versorgt wurden, und schließlich Rückschlüsse über deren klinischen Gebrauch zu ziehen. Hierfür wurden zwei Untersuchungen durchgeführt, wobei die erste zusätzlich den Einfluss verschiedener Keramiken und des Sinterprotokolls und die zweite den Einfluss verschiedener kunststoffbasierter Restaurationsmaterialien auf die Bruchlast und das Biegemoment prüfte. In beiden Untersuchungen wurden darüber hinaus die Auswirkung thermomechanischer Alterung evaluiert und die Bruchmuster analysiert.

Beitrag der Doktorandin

Mein Beitrag zur Anfertigung der beiden Publikationen beinhaltete zunächst eine umfassende Literaturrecherche, die Mitentwicklung des Study Designs und die Kommunikation mit der Firma TRI Implants. Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte nach Anweisung der zuständigen Mitarbeiter der werkstoffkundlichen Abteilung und in Rücksprache mit Frau Prof. Dr. Stawarczyk eigenverantwortlich. Nach umfangreicher Einweisung führte ich die Kausimulation sowie die Bruchlastprüfung an der Universalprüfmaschine selbstständig durch und übernahm die Datenerfassung und -kontrolle.

Bei der statistischen Auswertung und Analyse der Ergebnisse erhielt ich Unterstützung durch Frau Prof. Dr. Bogna Stawarczyk, die zudem beide Untersuchungen und deren Ablauf im Gesamten plante und begleitete. Die Einbettung der Prüfkörper zur Herstellung der Schnittbilder fand außer Haus durch die Mitarbeiter des Labors für Materialdesign und Werkstoffzuverlässigkeit der Hochschule Osnabrück statt. Die Schnitte selbst fertigte ich mit Hilfe von Moritz Hoffmann an.

Anschließend verfasste ich als Erst-Autorin die Manuskripte beider Publikationen, bevor sie von meinen Betreuungsmitgliedern Prof. Dr. Bogna Stawarczyk, PD Dr. Marcel Reymus, Dr. Ramona Buser, Moritz Hoffmann und Prof. Dr. Daniel Edelhoff gegengelesen und ergänzt wurden.

4. Eigene Arbeiten

Nachfolgend werden zwei Originalarbeiten in englischer Sprache vorgestellt und zusammengefasst.

4.1 Originalarbeit: Südbeck S, Buser R, Reymus M, Hoffmann M, Edelhoff D, Stawarczyk B. A new implant system with directly screwed supra-constructs: Impact of restoration material and artificial aging on the bending moment. Int J Prosthodont, 2022; accepted. IF 2022: 1.681

Zusammenfassung

Ziel: Die Untersuchung des Biegemoments von Implantaten, die mit direkt verschraubten Einzelzahnkronen versorgt wurden, im Vergleich zu Implantaten, die mit auf Titanbasen verklebten Kronen versorgt wurden, vor und nach thermomechanischer Alterung. Zusätzlich wurden der Einfluss der unterschiedlichen Restaurationsmaterialien und die Auswirkung einer Kausimulation untersucht.

Material und Methode: Es wurden insgesamt 240 Implantate mit Einzelzahnkronen aus fünf verschiedenen Restaurationsmaterialien versorgt, von denen 120 direkt verschraubt waren und 120 zuvor auf eine Titanbasis geklebt worden waren. Die verwendeten Materialien waren konventionell gesintertes 3Y-TZP, 5Y-TZP, 4Y-TZP und CoCrMo sowie hochgeschwindigkeitsgesintertes 4Y-TZP (n = 24/ Gruppe). Die Hälfte der Prüfkörper (n = 12) wurde mittels Kausimulation gealtert (1.200.000x, 50 N, TC: 5/55°C, 6.000x). Anschließend wurde gemäß der ISO-Norm 14801:2016 die Bruchlast gemessen und die Biegemomente berechnet. Zusätzlich wurden die Bruchmuster jedes Prüfkörpers nach der Testung analysiert. Die Daten wurden mittels Kolmogorov-Smirnov Test, einfaktorierter ANOVA mit anschließendem post-hoc Scheffé Test, t-Test und partiellem Eta-Quadrat (p < 0,05) ausgewertet.

Ergebnisse: Implantate ohne Titanbasis zeigten höhere Biegemomente für alle initial getesteten Zirkonoxidgruppen im Vergleich zu Implantaten mit Titanbasis. Die höchsten Werte innerhalb der initial getesteten Gruppen wurden unabhängig vom Implantatsystem mit 4Y-TZP gemessen. Das Hochgeschwindigkeitssintern führte verglichen zum konventionellen Sinterprotokoll bei den initial getesteten Prüfkörpern zu einem höheren Biegemoment. Nach der künstlichen Alterung wurde in den meisten Gruppen eine Abnahme des Biegemoments beobachtet. Zudem zeigten sich nach Alterung weder zwischen den Restaurationsmaterialien noch zwischen den Sinterprotokollen und den Implantatsystemen Unterschiede bei den Biegemomenten. Implantatdeformationen traten hauptsächlich bei direkt verschraubten Kronen auf, während Lockerungen der Krone überwiegend bei Verwendung von Implantaten mit Titanbasis beobachtet wurden. Kronenfrakturen wurden hauptsächlich mit 5Y-TZP registriert.

Schlussfolgerung: Beide Implantatsysteme zeigten vergleichbare Ergebnisse nach der künstlichen Alterung. Somit scheinen Implantate ohne Titanbasis mit den getesteten Restaurationsmaterialien ebenfalls eine ausreichende Stabilität für die klinische Anwendungen aufzuweisen.

Klinische Relevanz: Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass Implantate mit direktverschraubten Einzelzahnkronen mit den getesteten Restaurationsmaterialien für den klinischen Gebrauch geeignet sind.

A new implant system with directly screwed supra-constructions: Impact of restoration material and artificial aging on the bending moment

Abstract

Purpose: To investigate the bending moment of implants restored with directly screwed single-unit fixed dental prosthesis (FDPs) compared to implants restored with FDPs polymerized to a titanium base before and after thermo-mechanical aging.

Materials and Methods: 240 implants (120 with and 120 without titanium base) were restored with FDPs manufactured from conventionally sintered 3Y-TZP, 5Y-TZP, 4Y-TZP and CoCrMo as well as high-speed sintered 4Y-TZP. Half of the specimens per subgroup were aged using chewing simulation (1,200,000x, 50 N, TC: 5/55°C, 6,000x). Initial and aged fracture load was measured. The bending moment was calculated and subjected to statistical analysis (Kolmogorov-Smirnov-test, one-way ANOVA followed by post-hoc-Scheffé, t- and Chi²-test ($p < 0.05$)). Failure types were analyzed.

Results: Implants without titanium base showed higher bending moments for all initially tested zirconia groups compared to implants with titanium base. The highest initial values were observed for 4Y-TZP FDPs regardless of the implant type. High-speed sintered FDPs demonstrated higher initial bending moments compared to conventionally sintered FDPs. Artificial aging led to a decrease of the bending moment in most of the subgroups. After aging, no differences were found within either the restoration materials, sintering protocols or implant types. Implant deformation occurred mainly with directly screwed FDPs, whereas FDP mobility was predominantly observed among implants with titanium base. FDP fractures were mainly observed for 5Y-TZP.

Conclusion: Both implant types exhibited similar values after aging. Thus, implants without titanium base seem to show equally sufficient stability for clinical applications with all tested materials.

Introduction

In the past, different types of abutments were available for restoring implants, such as titanium or zirconia abutments. Titanium abutments have been the standard in clinical use for many years due to their durability, good mechanical properties and high biocompatibility [1]. Elastic deformation followed by plastic deformation occurs prior to fracture resulting in high tolerance of titanium for both compressive and tensile forces [2]. However, they can cause discoloration in the peri implant tissue which is of great disadvantage especially in the aesthetic zone [3].

For this reason, zirconia abutments with various implant-abutment connection geometries gained in interest, mostly due to their advantages in aesthetically demanding situations. Zirconia exhibits high flexural strength and structural reliability, with a previous study showing that after 5 years, there are no statistically or clinically relevant differences between the survival rates, and the technical and biological complication rates of zirconia and titanium abutments in posterior regions [4]. Nevertheless, such abutments are vulnerable to bending, low-temperature degradation and subcritical crack growth and can cause wear of the titanium implant body at the implant-abutment interface [5, 6]. This so - called ‘fretting wear’ is caused by transfer of titanium to the ceramic due to micro-movements leading to damage of the interface and subsequent loosening and fracture of the abutment [7]. Combining advantages of both materials, two-piece abutments, consisting of a prefabricated titanium base to which a customized zirconia coping is polymerized in the laboratory, show similar mechanical stability compared with customized titanium abutments [8] and higher fracture load than one-piece zirconia abutments for at least one implant system [9] while achieving less wear at the implant-abutment interface.

For further improvement of the fracture load, especially when limited restorative space of the abutment or crown are given, the concept of hybrid abutment crowns has been promoted. In this technique, the monolithic restoration is bonded directly to the titanium base

without a zirconia coping. These combined abutment solutions allow the clinician to fabricate restorations with high aesthetics and lower costs when compared to conventional abutments [10, 11].

Implant systems without a titanium base were introduced recently. In these systems, the fixed dental prosthesis (FDP) is directly screwed on to the implant. This strategy is said to benefit from faster production and treatment, as well as reduction of required materials, assuring more cost efficiency. With the use of screw-retained implant restorations, retrievability as well as accessibility for maintenance and replacement shall be possible. Additionally, the absence of excess cement may result in less peri-implant inflammations [12]. However, the issue of fretting wear occurring when using ceramic abutments or crowns connected to titanium implants cannot be solved with this kind of implant system.

A decisive factor influencing the mechanical stability of implant systems, is the restoration material. The development of new high-translucency zirconia materials (5Y-TZP and 4Y-TZP) facilitates the production of monolithic zirconia crowns avoiding veneer chipping, decreasing costs, and at the same time lowering required ceramic thickness [13]. Furthermore, monolithic zirconia restorations are beneficial for faster treatment procedures [14], as the production is becoming more automated, simplified, economical, and precise [15], owing to recent advances in digital technologies and ceramic materials [10] like the introduction of digital chairside milling, coupled with novel high-speed sintering technology [14].

Limited data are available for the in-vivo and in-vitro performance of implant-supported FDPs without titanium base [16]. Therefore, the aim of the current investigation was to examine whether implants restored with directly screwed monolithic single-unit FDPs exhibit bending moments similar to those of implants restored with FDPs conventionally polymerized on titanium bases and to eventually draw conclusions about their clinical use. Maximal voluntary molar bite forces have been reported to range between 465.1 N and 777.7

N, varying due to different factors such as gender, body mass index and age [17]. However, an initial fracture load of 1200 – 1300 N for new all – ceramic restorations is advisable as it has previously been stated that the fracture load of ceramic materials decreased by 50% after one million dynamic load cycles [18]. Another aim was to evaluate the influence of different restoration materials and sintering protocols as well as the effect of thermo-mechanical aging on the bending moment. Furthermore, fracture types were examined.

The first hypothesis stated that both implant types demonstrate similar bending moments. The second hypothesis stated that neither the restoration material nor the sintering protocol influences the bending moment; and that no differences in bending moments would be observed before and after thermo-mechanical aging.

Materials and Methods

120 (n = 24 per restoration material) tissue-level implants (DS) (Matrix line, diameter 4.1 mm, length 11.5 mm; TRI Dental Implants, Hünenberg, Switzerland) were restored with directly screwed single-unit FDPs manufactured from 3Y-TZP (Ceramill ZI CAM, Amann Girrbach, Koblach, Austria), 5Y-TZP (Ceramill Zolid fx, Amann Girrbach), 4Y-TZP (Ceramill Zolid HT+ white, Amann Girrbach) and CoCrMo (CCM) (Ceramill Sintron, Amann Girrbach). FDPs made of 4Y-TZP were sintered conventionally (4Y-TZP_c) as well as using high-speed sintering protocol (4Y-TZP_h). 3Y-TZP, 5Y-TZP and CCM were sintered conventionally. 120 (n = 24 per material) tissue-level implants (TB) (Octa line, diameter 4.1 mm, length 11.5 mm; TRI Dental Implants), were restored with monolithic implant-FDPs polymerized to a titanium base, made of the same restoration materials (Table 1) as mentioned above. 12 specimens of each subgroup were tested immediately after fabrication while the remaining 12 specimens were artificially aged in a chewing simulator combined with thermocycling (1,200,000x, 50 N, TC: 5/55°C, 6,000x). After testing, the

bending moment was calculated, and the fracture types of each specimen were analyzed (Fig. 1).

For the fabrication of the FDPs, a full-covering crown of a right first molar was digitally designed (Ceramill Mind and Match 2, Amann Girrbach). The design of the FDPs for the two implant systems were congruent in shape, only differing in the interface design (Fig. 2). All FDPs were milled (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach) and sintered as listed in Table 2. Zirconia FDPs were polished manually for 5 min in two steps with a ceramic polisher (94003M 104 260, Komet Dental, Lemgo, Germany) followed by a felt polisher (61687, Komet Dental) using diamond polishing paste (Yeti Dia Glace, Yeti Dental, Engen, Germany). For CCM FDPs, polishing discs and a goat-hair-brush were used [19].

All implants were embedded in acrylic holders (custom order, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westham, Germany) using a self-curing acrylic resin (PalaXPress, Kulzer, Hanau, Germany; E-Modul: ~ 3 GPa). From the border of the rough surface to the top of the acrylic holder, a 3 mm vertical distance was left uncovered to simulate vertical bone loss.

For implant type TB, the titanium bases were screwed on the implants force-controlled with a torque of 30 Ncm. The bonding surfaces of the titanium bases and the screw channel of the FDPs were air-abraded (Basic quattro IS, Renfert, Hilzingen, Germany; titanium base: 0.15 MPa, 8 s; Zirconia: 0.05 MPa, 3 s; CCM: 0.2 MPa, 3 s) using alumina powder (50 µm, Orbis Dental, Münster, Germany), cleaned ultrasonically (Transistor Ultrasonic T-14, L&R Ultrasonics, Kearny, NJ, USA) in distilled water for 3 min and air-dried. The surfaces were treated with MDP-based adhesive system (Clearfil Ceramic Primer Plus; Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japan, B20039) by applying it for 5 s with a brush before blowing mild oil-free air for 5 s. Subsequently, the screw channel of the titanium base was covered with teflon tape (Goldex Band, Fermit, Vettelschoß, Germany) and the FDPs were polymerized to the titanium bases using a resin composite cement (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, AQ0116). After removal of the excess luting material, Elipar Deep Cure S LED lamp (430-

480 nm; 3M, Seefeld, Germany) was applied for polymerization of the resin composite cement from the occlusal, mesial, distal, buccal and lingual aspects for 10 s each [20].

For implant type DS, the FDPs were screwed on the implants force-controlled with a torque of 35 Ncm according to the manufacturer's instructions.

The screw channel of both implant types was air-abraded (3Y-TZP, 5Y-TZP, 4Y-TZP_c, 4Y-TZP_h: 0.05 MPa; CCM: 0.2 MPa; 3 s), treated with Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake Dental) for 5 s and covered with teflon tape (Goldex Band, Fermit). To restore the screw channel, direct resin composite (IPS Empress Direct Refill, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, R34665) was applied and polymerized for 20 s (Elipar DeepCure S).

Specimens were stored for 24 h in distilled water at 37°C in an incubator (HERAcell 150, Thermo Scientific, Waltham, USA) to assure complete curing of the luting material and that no influence of the degree of polymerization of the luting material could be expected. Half of the specimens were tested immediately, and half were thermo-mechanically aged in a custom-made chewing simulator (Chewing Simulator CS-4.10, SD Mechatronik) to simulate the oral cavity environment and to imitate the impact of oral fluids on the solubility of the resin composite cement. They were loaded for 1,200,000 cycles with 50 N at 1.33 Hz and simultaneously thermocycled 6,000 times at changing temperatures of 5°C and 55°C (distilled water, dwelling time 60 s) imitating 5-year clinical fatigue [21]. As antagonists, steatite balls (d = 6 mm, SD Mechatronik) were used to ensure standardized three-point-contact on the occlusal surface of the FDPs (Fig. 3). The vertical indenter movement for each chewing act was 2 mm, the lateral movement 0.7 mm.

Fracture load was measured at room temperature in dry condition using a universal testing machine (Zwick 1445, Zwick/Roell, Ulm, Germany). The specimens were fixed in this machine so that a stress stamp of hemispherical shape (d = 6 mm, chrome-nickel steel;

Deutsche Edelstahlwerke, Witten, Germany) was positioned on the occlusal surface of the FDP with a tin foil (0.3 mm; Dentaaurum, Ispringen, Germany) in between the stamp and the FDP to ensure even distribution of the force during the load. The specimens were loaded at a 30° angle to the occlusal surface of the FDPs with a static force applied in vertical direction with a crosshead speed of 1 mm/min until failure occurred (Fig. 3). The fracture load was recorded in N as soon as the applied force decreased by 10% of the maximum load (F_{max}). The bending moment was calculated in Ncm according to the following formula: $M = 0.5 * F_{max} * l$ (DIN EN ISO 14801:2016) with l being the vertical distance from the simulated bone level to the center of load (0.99 cm).

After testing, fracture types of all specimens were visually examined. Mobility of the restoration and any plastic deformation of the implant were recorded. According to the observations, each specimen was classified as follows: (a) deformation of components (e.g. implant, titanium base, screw), (b) mobility of the FDP in combination with deformation of components, (c) screw fracture and (d) FDP fracture. For further visualization, cross sections in lingual-buccal direction were fabricated and examined under a digital light microscope (Keyence, VHX-6000, KEYENCE corporation, Osaka, Japan) (Fig. 4).

Bending moment values and frequencies of fracture types were statistically analyzed (IBM SPSS Statistics 26, IBM Corp; Armonk, NY, USA). For descriptive statistics, the mean and standard deviation (SD) were calculated, and the measured data were checked for normal distribution using the Kolmogorov–Smirnov test. The statistical comparison for this data was made using t-test and one-way ANOVA with Scheffé post hoc test and partial eta-squared. Significance in distribution of fracture types was further analyzed with a Ciba-Geigy-Table. For all tests, the level of significance was set to $p < 0.05$.

Results

No group showed a deviation from the normal distribution apart from aged CCM on implant

type DS (5%). In this group, one specimen showed fracture of the screw after aging and was thus rated with 0 in bending moment testing. The effect of the ternary interaction on the bending moment was significant ($p = 0.003$). Therefore, data were analyzed separately for restoration material, sintering protocol, implant type and artificial aging according to the tested hypotheses.

In general, artificial aging exerted the highest influence on the bending moment ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.308$), followed by restoration material ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.234$) and implant type ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.055$).

The use of implant type DS led to higher bending moments than the use of implant type TB for all initially tested zirconia groups (3Y-TZP, 5Y-TZP, 4Y-TZP_c, 4Y-TZP_h) ($p < 0.008$). For specimens made from CCM, higher initial values were observed with implant type TB ($p < 0.001$) (Table 3).

Within the initially tested groups, high-speed sintering led to higher bending moments compared to conventional sintering ($p < 0.001$). 4Y-TZP_h showed the highest bending moment regardless of the implant type ($p < 0.003$). In combination with implant type DS, CCM showed lower initial values than all other groups ($p < 0.012$). For implant type TB, 5Y-TZP ($p < 0.014$) and 3Y-TZP ($p < 0.012$) FDPs showed lower initial bending moments than all other groups.

Artificial aging led to a decrease of bending moments ($p < 0.014$), except for CCM on implant type DS ($p = 0.951$), 3Y-TZP on implant type TB ($p = 0.512$) and 5Y-TP on implant type TB ($p = 0.807$).

Within aged groups, no impact of different restoration materials ($p > 0.735$) or implant types ($p > 0.571$) were found (Fig. 5).

The frequencies of failure types are displayed in Table 4. For both, initially tested as well as artificially aged specimens, implant deformation occurred more often with implant type DS (initial: 78 % of the tested implants; aged: 88 %) than with implant type TB (initial: 43 % of

the tested implants; aged: 48 %), whereas mobility of the FDPs was predominantly observed among implant type TB (initial: 48 %; aged: 47 % (cf. implant type DS: initial: 10 %, aged: 8%)).

When initially tested, FDP fracture happened more often for 5Y-TZP on DS implants compared to all other groups. 5Y-TZP and 4Y-TZP_h FDPs on implant type TB showed a higher risk of FDP fracture than all other initial groups except from 4Y-TZP_c on both implant types.

After aging, FDP mobility on implant type DS was only observed with CCM. In contrast, implant deformation was mainly observed with zirconia materials. FDP fracture happened more often for 5Y-TZP FDPs on TB implants than for all other groups except from 5Y-TZP on DS implants.

Discussion

This investigation examined the bending moment of implants restored with directly screwed monolithic single-unit FDPs (DS) compared to implants restored with FDPs polymerized to a titanium base and thus screwed on implants (TB) before and after thermo-mechanical aging.

The first hypotheses stating that the implant type has no effect on the bending moment of the FDP under static loading was rejected. Initially tested DS implants restored with zirconia FDPs exhibited significantly higher bending moments than initially tested TB implants restored with the same materials. Initially tested CCM FDPs showed higher bending moments on TB implants than on DS implants. After aging, the type of implant did not influence the bending moment. Since the impact of the implant type was reduced during aging, it might be concluded that implants with directly screwed FDPs are generally comparable to those with FDPs polymerized to a titanium base.

Contrary to this finding, another study reported that monolithic zirconia crowns polymerized to titanium bases had a higher fracture load than crowns screwed directly on the implant [16]. One further study comparing the fracture resistance of one-piece zirconia

abutments and zirconia abutments attached to titanium cores found lower fracture resistance values for one-piece zirconia abutments compared to zirconia abutments attached to titanium substructures [9]. These discordances could be explained by the fact that the implant interface geometry, the FDP design, and the angle at which the specimens were loaded in this investigation differed from those of the other studies.

The second hypothesis stated that the bending moments are comparable regardless of the FDP material. This hypothesis was also refused since all groups demonstrated different bending moments at initial loading. Initially tested, 4Y-TZP_h presented higher values than all other groups, including 4Y-TZP_c. Consequently, it may be surmised that sintering protocols might exert an influence on the bending moment of the zirconia, with high-speed sintering resulting in higher bending moments. This observation agrees with the results of recent investigations, which observed the impact of sintering parameters of zirconia materials on mechanical properties and reported that high-speed sintering of 4Y-TZP led to superior or equal results [22-24]. This might be explained as the sintering procedure of zirconia influences the grain size and hereby dictates the material's stability [13].

The majority of the initially tested groups showed higher bending moments compared to those after artificial aging. Therefore, the third null hypothesis stating that artificial aging shows no influence on the bending moment of implant-supported monolithic zirconia FDPs had to be rejected. This finding has been observed in a previous examination evaluating the fracture load of zirconia abutments, which reported that the stability of the implant-abutment complex was significantly reduced by aging [25].

A variation of fracture types was observed conforming to the results of previous studies [26, 27]. It must be considered though, that data on the failure modes of zirconia abutments and crowns are difficult to compare because of varying FDP designs and loading protocols of the studies [2].

Generally, implant type DS mainly exhibited solely implant deformation, whereas with implant type TB, both implant deformation and mobility of the FDP combined with implant deformation were the dominant failure types.

Mobility of the FDP might be caused due to failure of the screw or, as cross sections revealed, fracture of the implant (implant type TB) or the FDP (implant type DS) as fracture creates additional space resulting in the absence of counter bearing. Since FDP mobility was observed in combination with implant deformation, it may be surmised that these failures are caused by the deformation occurring at lower force values.

However, it is interesting to note, that most of the specimens with implant deformation did not display any mobility after static loading despite possible fractures. This observation is in compliance with the results of other studies [26-28]. Hence, the clinical significance is questionable, but it is possible that the FDP would become loose in function over time [27].

Failure within the implant is thus possible to occur simultaneously with catastrophic zirconia failure. Therefore, it must be emphasized, that the clinically relevant failure is not the fracture or loosening of the restoration but the beginning of the plastic deformation of the implant and that the FDPs being the weaker part might be beneficial.

Failure within the restoration material affected mainly the internal cone of the zirconia FDPs on implant type DS since this is the most fragile part in the present FDP geometry and zirconia is a brittle material that is not capable of deforming and therefore fractures when following the elastic deformation of the metal parts [29]. Another reason for failure of the restoration might be the torque loss of the screw caused by cyclic loading, which promotes to fretting damage on the implant–abutment interface [7]. This issue cannot be solved with this kind of implant system.

Complete fracture of the zirconia FDPs occurred only at high loading forces due to the high fracture toughness and flexural strength of the Y-TZP monolithic structure [13], but also

due to the FDP design chosen in the present investigation. The fracture type analysis demonstrated more complete fractures for 5Y-TZP upon static loading of the reconstruction than for any other material. This finding is in accordance with previous reports, stating potentially lower fracture toughness and flexural strength are observed for 5Y-TZP due to the cubic/tetragonal stabilization [13, 23]. Thus, it seems like care should be taken when using this material in posterior regions or situations with high stress.

Furthermore, the results of the present investigation demonstrated that the use of a titanium base does not seem to be advantageous to transfer the forces, since an equal number of DS and TB implants showed complete crown fracture.

From a clinical point of view, FDP loosening through failure of the screw is easy to repair by replacing the damaged elements. Even fracture of the zirconia FDP, both complete fracture and fracture of the interface, is repairable with some cost by replacing the restoration. However, when extreme bending of the implant or implant fracture occurs, as was seen at high loading forces, the implant might need to be replaced, with high cost and effort. Nevertheless, this plastic deformation or fracture of the implant is unlikely to occur in a clinical situation due to the lever created by the 30° axis angulation during loading and since naturally occurring forces in patients remain far below the forces recorded in this in vitro investigation [30].

The investigation of the bending moment was performed according to DIN EN ISO 14801:2016, simulating the functional loading of an endosseous dental implant and its FDP under “worst-case” conditions, this method allows to be replicated by other researchers examining the same subjects.

In posterior regions, the average maximum masticatory forces amount up to 475 – 774 N [30]. Meanwhile, the mean bending moments of all groups ranged from 1027 ± 191 to 1144 ± 239 Ncm even after being subjected to artificial aging. In other terms, the mean forces applied on the FDPs exceeded the average biting force by far. Therefore, the results may

indicate, that the specimens would indeed survive occlusal forces within the range of normal chewing forces and physiological leverage. However, the values should be interpreted with caution because they are only valid for the specific study parameters including the load of only 50 N during chewing simulation. Furthermore, this study is limited due to the lack of power analysis to determine sample size.

Conclusion

In summary, restoration materials as well as thermo-mechanical aging exerted an influence on the bending moment. Implants with directly screwed monolithic FDPs showed equivalent results as implants with FDPs polymerized to a titanium base. Within the limitations of this in-vitro study, these findings might indicate that the mechanical stability of implant type DS is comparable to implant type TB and thus sufficient for clinical use. Therefore, implant type DS might be an alternative, offering the possibility of achieving good aesthetic results while reducing time and costs.

Nevertheless, further investigations of different materials and other specimen geometries like multi-unit-FDPs are needed to elaborate clinical indications more in detail. Additionally, a laboratory study design cannot fully reproduce clinical conditions, and hence cannot fully predict the in-vivo behaviour of the dental implant and its FDP. Thus, clinical research examining long-term performance is urgently needed to confirm these findings.

Acknowledgements: The work was financially supported by the TRI Implants. The authors would like to thank Amann Girrbach AG and Kuraray Noritake Dental for supporting this investigation with materials and the Material Design and Structural Integrity Lab, Osnabrück University of Applied Sciences for assistance with the cross sections.

Conflict of interest: The authors declare no conflict of interest.

Table 1: Summary of used materials, their composition and lot numbers. Manufacturer: Amann Girrbach, Koblach, Austria.

Table 2: Sintering protocols for the high-speed sintering and conventional sintering groups.

Table 3: Descriptive statistics for the bending moment.

Table 4: Descriptive statistics for the failure type analysis.

Fig. 1: Study design.

Fig. 2: Different interface design of implant type DS and TB embedded in acrylic resin.

Fig. 3: Setup for the bending moment testing at an angle of 30 degrees.

Fig. 4: Failure types.

Fig. 5: Boxplots of measured bending moment values for implant type DS (blue) and implant type TB (red) in combination with the different restoration materials before and after aging.

References

1. Stimmelmayer M, Heiss P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent.* 2017;20(1):53-64.
2. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):850-8.
3. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research.* 2007;18(5):569-74.
4. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clinical oral implants research.* 2013;24(4):384-90.
5. Kim J-W, Covell N, Guess P, Rekow E, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of dental research.* 2010;89(1):91-5.
6. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2011;26(5):970.
7. Gao J, Min J, Chen X, Yu P, Tan X, Zhang Q, et al. Effects of two fretting damage modes on the dental implant–abutment interface and the generation of metal wear debris: An in vitro study. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures.* 2021;44(3):847-58.

8. Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I. Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(5):1091-7.
9. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(2).
10. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(Suppl 1):139-46.
11. Kaweewongprasert P, Phasuk K, Levon JA, Eckert GJ, Feitosa S, Valandro LF, et al. Fatigue Failure Load of Lithium Disilicate Restorations Cemented on a Chairside Titanium-Base. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2019;28(9):973-81.
12. Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. 2009;80(9):1388-92.
13. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*. 2017;48(5):369-80.
14. Wiedhahna K, Fritzscheb G, Wiedhahnc C, Schenk O. Zirconia crowns—the new standard for single-visit dentistry? *Kronen aus Zirkonoxid—Der neue Standard für „Single Visit Dentistry“?* *International journal of computerized dentistry*. 2016;19(1):9-26.
15. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of dental research*. 2018;97(2):140-7.

16. Moilanen P, Hjerppe J, Lassila LV, Närhi TO. Fracture strength and precision of fit of implant-retained monolithic zirconia crowns. *Journal of Oral Implantology*. 2018;44(5):330-4.
17. Varga S, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S, Slaj M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *The European Journal of Orthodontics*. 2011;33(4):427-33.
18. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2002;10(1):15-22.
19. Wiedenmann F, Bohm D, Eichberger M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. *Clin Oral Investig*. 2019.
20. Bergamo ET, Zahoui A, Ikejiri LLA, Marun M, da Silva KP, Coelho PG, et al. Retention of zirconia crowns to Ti-base abutments: effect of luting protocol, abutment treatment and autoclave sterilization. *Journal of Prosthodontic Research*. 2021:JPOR_2019_537.
21. Kern M, Strub J, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(5):372-8.
22. Jansen JU, Lümke N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;122(4):396-403.
23. Jerman E, Wiedenmann F, Eichberger M, Reichert A, Stawarczyk B. Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dental Materials*. 2020.

24. Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dent Mater.* 2020;36(7):846-53.
25. Basílio Mde A, Cardoso KV, Antonio SG, Rizkalla AS, Santos Junior GC, Arioli Filho JN. Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):277-85.
26. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):505-12.
27. Muhlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(1):74-81.
28. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(1):12-8.
29. Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. Load-Bearing Capacity of Zirconia Crowns Screwed to Multi-Unit Abutments with and without a Titanium Base: An In Vitro Pilot Study. *Materials (Basel).* 2019;12(19).
30. Padma S, Umesh S, Asokan S, Srinivas T. Bite force measurement based on fiber Bragg grating sensor. *Journal of biomedical optics.* 2017;22(10):107002.

Table 1: Summary of used materials, their composition and lot numbers. Manufacturer: Amann Girrbach, Koblach, Austria.

| Material | Sintering protocol | Abbreviation | Compositions | Lot.No. |
|--------------------------|--------------------|--------------|---|---------|
| Ceramill ZI | Conventional | 3Y-TZP | ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : > 99.0 | 2002000 |
| CAM | (c) | | Y ₂ O ₃ : 4.5 – 5.6 HfO ₂ : < 5 Al ₂ O ₃ : < 0.5 Other oxides: < 0.5 | |
| Ceramill Zolid fx | c | 5Y-TZP | ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : > 99.0 Y ₂ O ₃ : 9.15 – 9.55 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5 Other oxides: ≤ 1 | 2004001 |
| Ceramill Zolid HT+ white | c | 4Y-TZP_c | ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0 | 2004001 |
| | High-speed (h) | 4Y-TZP_h | Y ₂ O ₃ : 6.7 – 7.0 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5 Other oxides: ≤ 1 | |
| Ceramill Sintron | c | CCM | Co + Cr + Mb: > 99 Co: 66 Cr: 28 Mb: 5 Other elements (Mn, Si, Fe): < 1 | 2003010 |

Table 2: Sintering protocols for the high-speed sintering and conventional sintering groups.

| Sintering program | Sintering furnace | Heating time | Heating rate [°C/min] | Final temperature | Cooling time |
|-------------------|-------------------|------------------------|-----------------------|-------------------|-------------------------|
| conventional | Ceramill Therm 2 | 20 - 1450 °C 3:00 h | 8 | 1450 °C 2:00 h | 1450 - 20 °C 5:00 h |
| conventional | Argotherm | 20 - 1280 °C 1:00 h | ~20 | 1280 °C 0:50 h | 1280 - 20 °C 3:20 h |
| high-speed | Ceramill Therm RS | 20 - 1580 °C 0:05 h | 300 | 1580 °C 0:10 h | 1580 - 950 °C 0:10 h |

Table 3: Descriptive statistics for the bending moment.

| Test Group | Implant type | Mean \pm SD [Ncm] | 95 % Confidence Interval | Min/ median/ max [Ncm] |
|-------------|--------------|---------------------|--------------------------|------------------------|
| initial | | | | |
| 3Y-TZP | DS | 1260 \pm 145 | (1166;1353) | 1021/ 1261/ 1459 |
| | TB | 1116 \pm 88 | (1058;1173) | 926/ 1149/ 1214 |
| 5Y-TZP | DS | 1353 \pm 131 | (1268;1437) | 1188/ 1364/ 1580 |
| | TB | 1113 \pm 87 | (1056;1170) | 987/ 1111/ 1281 |
| 4Y-TZP_c | DS | 1479 \pm 137 | (1391;1567) | 1243/ 1469/ 1685 |
| | TB | 1277 \pm 99 | (1213;1341) | 1134/ 1282/ 1467 |
| 4Y-TZP_h | DS | 1695 \pm 72 | (1648;1742) | 1573/ 1692/ 1800 |
| | TB | 1448 \pm 85 | (1393;1503) | 1300/ 1440/ 1590 |
| CCM | DS | 1077 \pm 91 | (1017;1136) | 956/ 1056/ 1236 |
| | TB | 1263 \pm 121 | (1185;1341) | 1045/ 1313/ 1406 |
| after aging | | | | |
| 3Y-TZP | DS | 1073 \pm 103 | (1006;1140) | 960/ 1070/ 1326 |
| | TB | 1083 \pm 144 | (990;1176) | 886/ 1070/ 1276 |
| 5Y-TZP | DS | 1128 \pm 157 | (1027;1228) | 866/ 1140/ 1338 |
| | TB | 1128 \pm 181 | (1012;1243) | 886/ 1077/ 1416 |
| 4Y-TZP_c | DS | 1144 \pm 239 | (990;1296) | 704/ 1041/ 1524 |
| | TB | 1117 \pm 184 | (999;1234) | 772/ 1127/ 1334 |
| 4Y-TZP_h | DS | 1141 \pm 201 | (1012;1269) | 833/ 1120/ 1528 |
| | TB | 1097 \pm 173 | (986;1207) | 866/ 1081/ 1410 |
| CCM | DS | 1071 \pm 352 | (846;1295) | 0/ 1147/ 1341 |
| | TB | 1027 \pm 191 | (904;1148) | 841/ 955/ 1443 |

Table 4: Descriptive statistics for the failure type analysis.

| Test Group | Implant type | Implant deformation (%) | Mobility of FDP + implant deformation (%) | Screw fracture (%) | FDP fracture + implant deformation (%) |
|-------------|--------------|-------------------------|---|--------------------|--|
| initial | | | | | |
| 3Y-TZP | DS | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| | TB | 67 (33;91) | 33 (8;66) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| 5Y-TZP | DS | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 50 (20;79) |
| | TB | 33 (8;66) | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 17 (1;49) |
| 4Y-TZP_c | DS | 83 (50;98) | 8 (0;39) | 0 (0;27) | 8 (0;39) |
| | TB | 42 (14;73) | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 8 (0;39) |
| 4Y-TZP_h | DS | 67 (33;91) | 33 (8;66) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| | TB | 25 (4;58) | 58 (26;85) | 0 (0;27) | 17 (1;49) |
| CCM | DS | 92 (60;100) | 8 (0;39) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| | TB | 50 (20;79) | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| after aging | | | | | |
| 3Y-TZP | DS | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| | TB | 50 (20;79) | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| 5Y-TZP | DS | 92 (60;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 8 (0;39) |
| | TB | 50 (20;79) | 25 (4;58) | 0 (0;27) | 25 (4;58) |
| 4Y-TZP_c | DS | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| | TB | 25 (4;58) | 75 (41; 95) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| 4Y-TZP_h | DS | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| | TB | 50 (20;79) | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| CCM | DS | 50 (20;79) | 42 (14;73) | 8 (0;39) | 0 (0;27) |
| | TB | 67 (33;91) | 33 (8;66) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |

Figure 1: Study design.

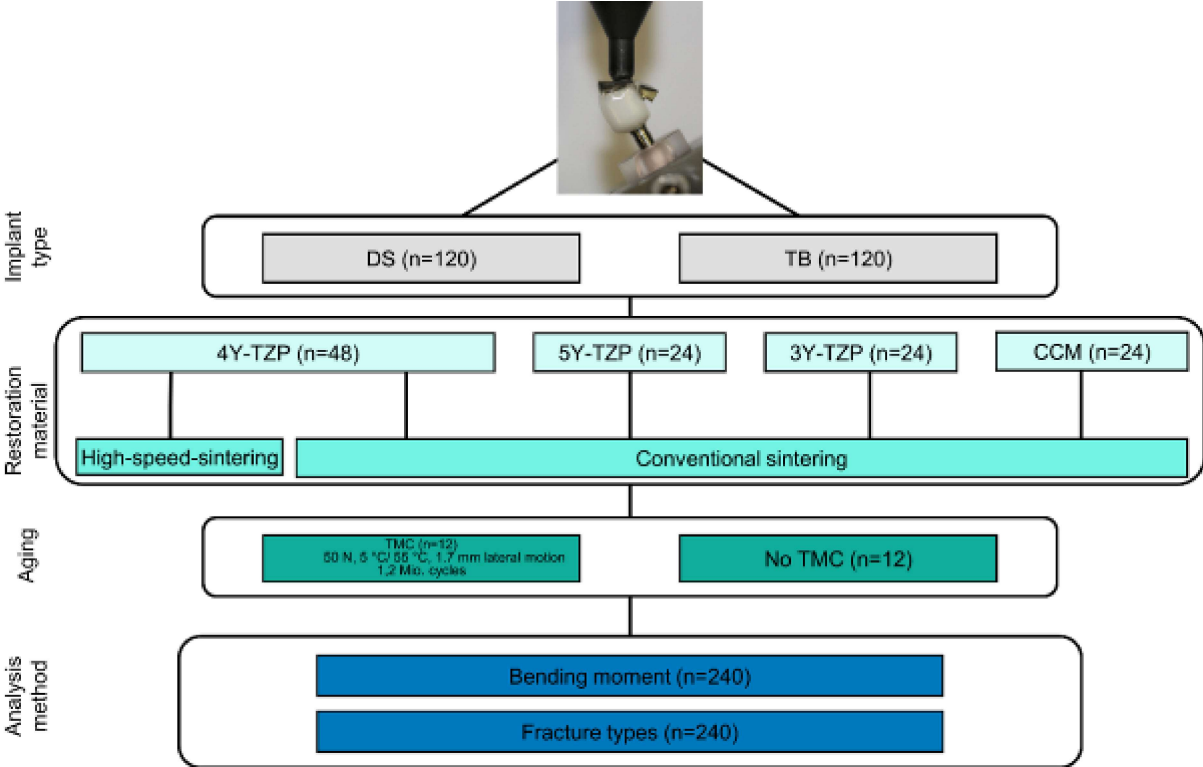


Figure 2: Different interface design of implant type DS (left) and TB (right) embedded in acrylic resin.



Figure 3: Setup for the bending moment testing at an angle of 30 degrees.

1 = loading device, 2 = FDP, 3 = dental implant body, 4 = specimen holder, a = axis of endosseus implant, c = loading axis, y = moment arm, b = nominal bone level to clamping plane, l = centre of the hemisphere to clamping plane, y = moment arm

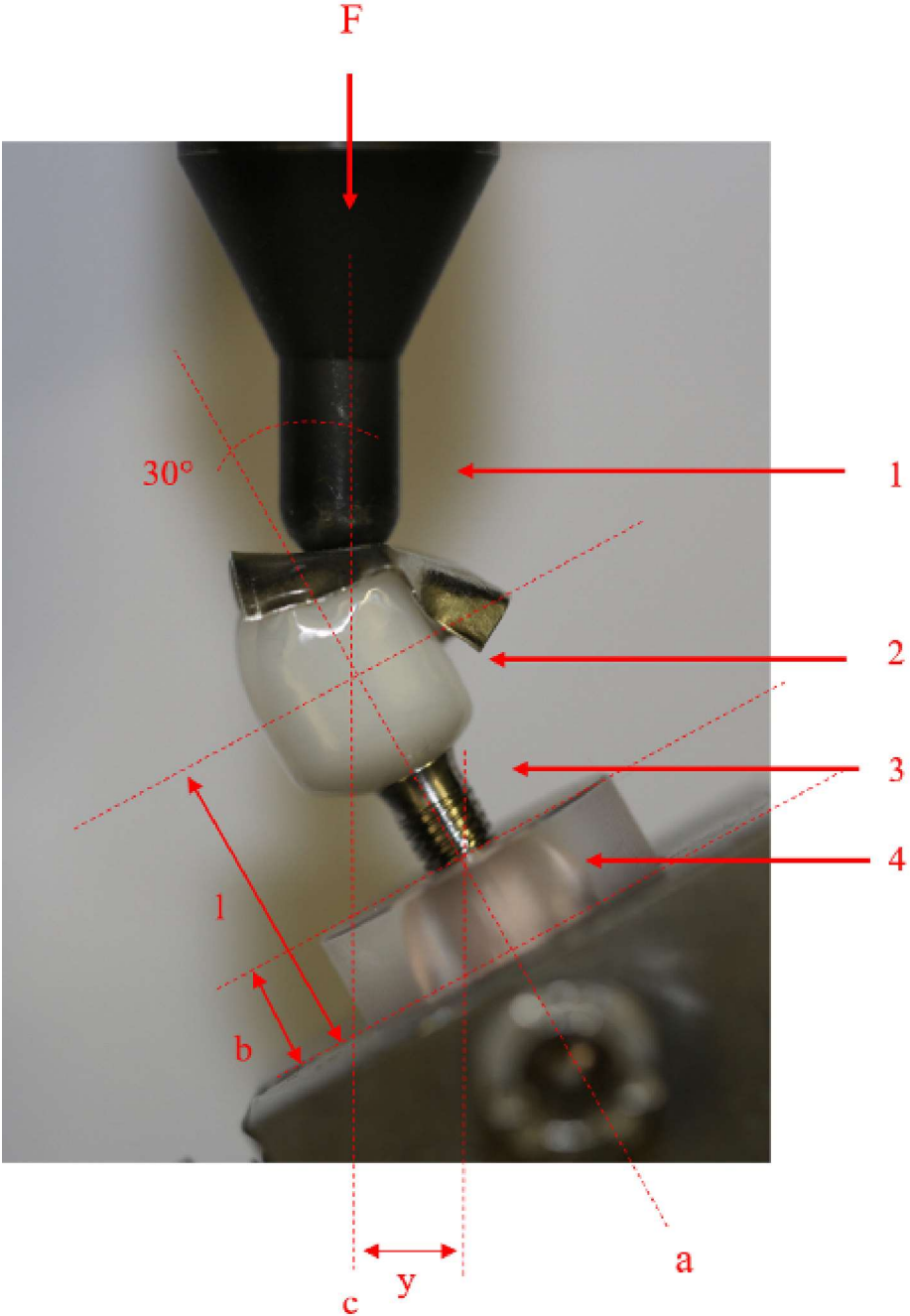


Figure 4: Failure types

- a) Specimen with complete FDP fracture on implant type TB (5Y-TZP). The FDP was reattached to the titanium base for better visualization in the picture.
- b) Specimen with complete FDP fracture on implant type DS (5Y-TZP). The FDP was reattached to the basal fragment for better visualization in the picture.
- c) cross section of loosened FDP on implant type TB (3Y-TZP)
- d) cross section of loosened FDP on implant type DS (4Y-TZP_h)
- e) cross section of deformed implant type TB (4Y-TZP_h)
- f) cross section of deformed implant type DS (3Y-TZP)
- g) cross section of fractured screw after chewing simulation (implant type DS, CCM)

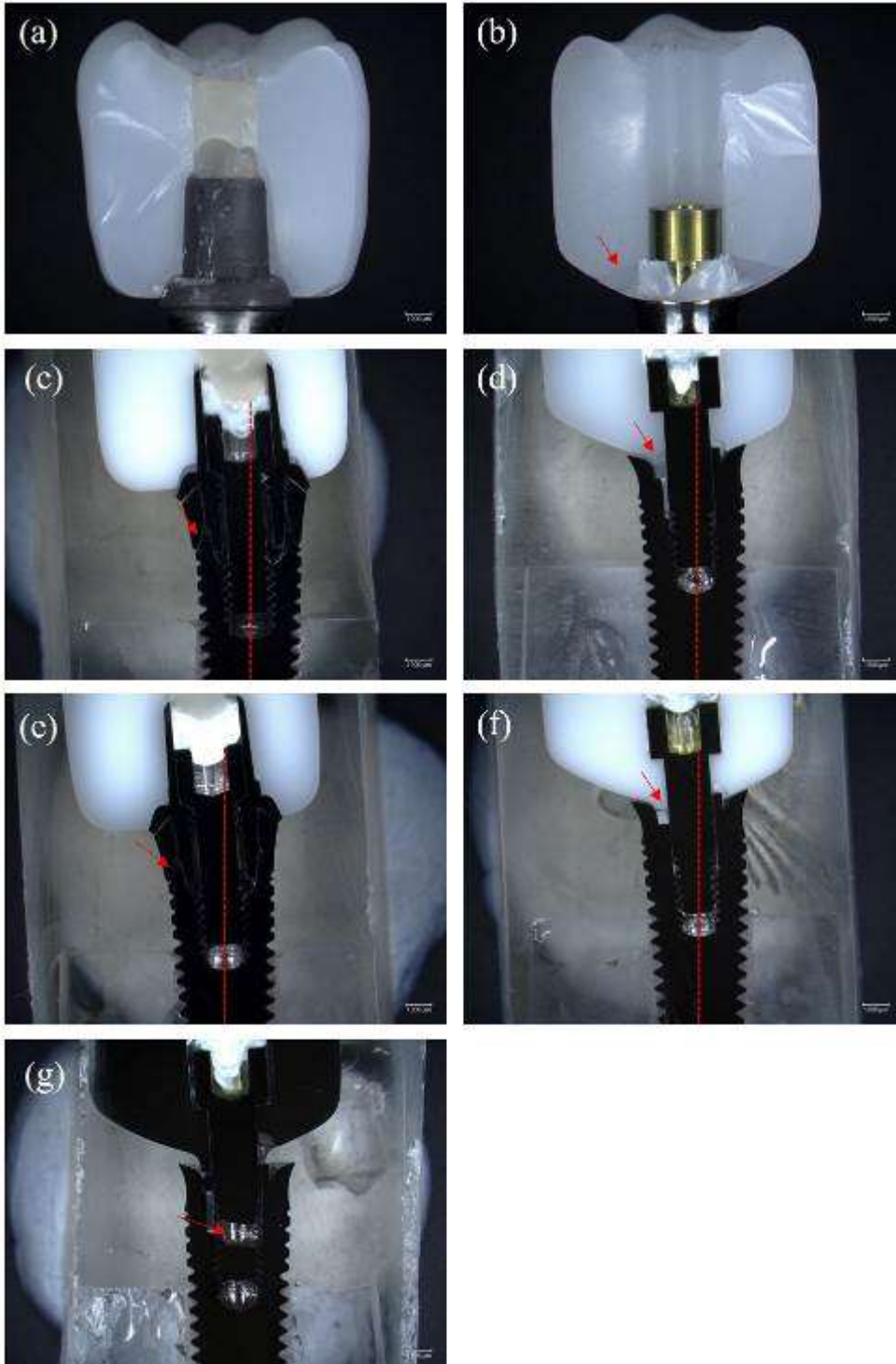
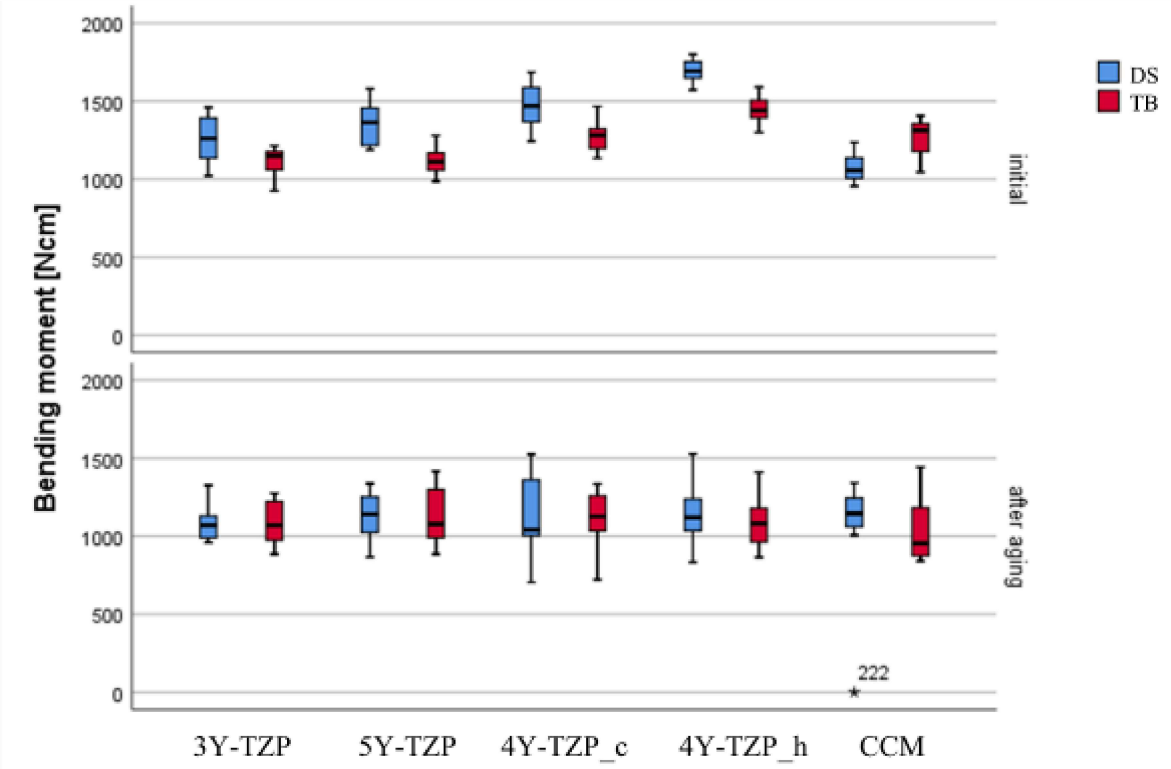


Figure 5: Boxplots of measured bending moment values for implant type DS (blue) and implant type TB (red) in combination with the different restoration materials before and after aging.



4.2 Originalarbeit: Südbeck S, Hoffmann M, Reymus M, Buser R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Bending moment of implants restored with CAD/CAM polymer-based restoration materials with or without a titanium base before and after artificial aging. Dent Mater, 2022; [epub ahead] (<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.009>) IF 2022: 5.304

Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel dieser Untersuchung war es, zwei verschiedene Implantatsysteme, die mit Einzelzahnkronen aus vier monolithischen Materialien auf Polymerbasis versorgt waren, hinsichtlich ihres Biegemoments vor und nach einer künstlichen Alterung zu testen und zu vergleichen.

Material und Methoden: Es wurden 96 Implantate mit (TiB, Octa-Linie) und 96 Implantate ohne Titanbasis (NTiB, Matrix-Linie) mit Einzelzahnkronen aus Komposit (CC), polymerinfiltrierter Keramik (VE), PMMA (PM) und einem 3D-gedruckten Kunststoff (ND) versorgt (n = 24). Die Hälfte der Prüfkörper wurde 1,2 Millionen Mal in einem Kausimulator mit kombiniertem Thermolastwechsel belastet (50 N, 1.3 Hz, TC: 5/55°C, 6,000x) untersucht. Anschließend wurden die Bruchlasten gemäß der ISO-Norm 14801:2016 gemessen, die Biegemomente berechnet und die Bruchmuster ermittelt. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte anhand des Kolmogorov-Smirnov Tests, zweifaktorieller Varianzanalyse mit partiellem Eta-Quadrat und anschließendem post-hoc Scheffé Test. ($p < 0.05$).

Ergebnisse: Nach 600.000 Zyklen wurde kein Prüfkörperversagen beobachtet. Nach vollständiger Alterung wurden Verschleißspuren in allen Gruppen außer PM, VE und CC auf TiB-Implantaten aufgezeichnet. In der Gruppe CC auf NTiB-Implantaten wurden drei Prüfkörper im Bruchlasttest mit Null bewertet, da sie einen Schraubenbruch aufwiesen.

In Bezug auf das Biegemoment zeigten TiB-Implantate in der Hälfte der Gruppen höhere Biegemomente als NTiB-Implantate. Mit initial getestetem CC und ND sowie mit gealtertem ND und VE traten keine Unterschiede zwischen den Implantatsystemen auf.

Bei initialer Testung zeigten NTiB-Implantate höhere Werte für ND und CC im Vergleich zu PM und VE ($p < 0,001$). Mit TiB-Implantaten wurden keine Unterschiede der initialen Biegemomentwerte zwischen den Materialien gefunden ($p > 0,116$). Nach Alterung hatte das Restaurationsmaterial keinen Einfluss auf die Biegemomentwerte von NTiB-Implantaten ($p \geq 0,233$). Gealterte TiB-Implantate zeigten in Kombination mit CC höhere Werte als mit ND ($p=0,001$). PM und VE zeigten ähnliche Werte wie ND und CC. Künstliches Altern führte in der Hälfte der Gruppen zu einer Abnahme der Biegemomentwerte. Die Mehrzahl der Bruchmuster nach der Testung waren Kronenbrüche in zwei bis vier Teile. Brüche in mehrere, kleinere Fragmente traten hauptsächlich mit ND auf.

Schlussfolgerung: Die vorliegenden Ergebnisse haben gezeigt, dass die Verwendung von NTiB-Implantaten mit den getesteten polymerbasierten Materialien nur als Interimsersatz für den klinischen Gebrauch empfohlen werden kann. CC scheint einen positiven Effekt auf das Biegemoment zu zeigen. Klinische Forschung zur Untersuchung des In-vivo-Verhaltens ist notwendig, um diese Ergebnisse zu bestätigen.

Klinische Relevanz: Die Bruchmuster führen zu der Annahme, dass bei Verwendung von NTiB-Implantaten möglicherweise weniger Schäden am Implantat auftreten.

Available online at www.sciencedirect.com

ScienceDirect

journal homepage: www.elsevier.com/locate/dental

Bending moment of implants restored with CAD/CAM polymer-based restoration materials with or without a titanium base before and after artificial aging

Sonja Südbeck^{a,*}, Moritz Hoffmann^a, Marcel Reymus^b, Ramona Buser^c, Daniel Edelhoff^a, Bogna Stawarczyk^a

^a Department of Prosthetic Dentistry, University Hospital, Ludwig-Maximilians-University, Goethestrasse 70, 80336 Munich, Germany

^b Department of Conservative Dentistry and Periodontology, University Hospital, LMU Munich, Goethestrasse 70, 80336 Munich, Germany

^c Department of Preventive, Restorative and Pediatric Dentistry, School of Dental Medicine, University of Bern, Bern, Switzerland

ARTICLE INFO

Article history:

Received 14 July 2021

Received in revised form 5 May 2022

Accepted 5 June 2022

Keywords:

CAD/CAM

Polymer

PICN

PMMA

Composite

3D-printing

Bending moment

Chewing simulation

Dental implants

Titanium base

ABSTRACT

Objectives: To test and compare two types of implant systems restored with four monolithic polymer-based materials with regard to their bending moments (BM) before and after aging.

Methods: A total of 192 tissue-level implants (TRI Dental Implants) differing in the presence (TiB, Octa line, $n = 96$) or absence (NTiB, Matrix line, $n = 96$) of a titanium base were restored with mandibular right first molar crowns manufactured from composite (CC), polymer-infiltrated ceramic (VE), PMMA (PM) and a 3D printed resin (ND) ($n = 24$). Half of the specimens ($n = 12$) were loaded for 1,200,000 cycles (50 N, 1.3 Hz, TC: 5/55 °C, 6000×) and examined for failures. Fracture load was measured according to ISO standard 14801, BM was calculated, and fracture types were examined. Data were analyzed using parametric statistics ($p < 0.05$).

Results: No failures were observed after 600,000 cycles. After 1,200,000 cycles, wear traces were recorded in all groups except PM, VE and CC on TiB implants. In group CC on NTiB implants, three specimens were rated zero in BM testing as they showed fracture of the screw. Regarding BM, TiB implants exhibited higher values than NTiB implants with aged CC ($p = 0.023$), aged PM ($p < 0.001$), initial PM ($p = 0.011$) and initial VE ($p < 0.001$). No differences occurred among the implant types with initial CC, initial ND, aged ND and aged VE. With regard to initial BM values, NTiB implants showed higher values for ND and CC compared with PM and VE ($p < 0.001$). No differences in initial BM values were found for the tested materials on TiB implants ($p > 0.116$). When aged, restoration material had no

* Correspondence to: Department of Prosthetic Dentistry, Dental School, Ludwig-Maximilians-Universität München, Goethestraße 70, 80336 Munich, Germany.

E-mail address: sonja.suedbeck@med.uni-muenchen.de (S. Südbeck).

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.009>

0109-5641/© 2022 Published by Elsevier Inc. on behalf of The Academy of Dental Materials.

impact on the BM values of NTiB implants ($p \geq 0.233$). Aged TiB implants showed higher values in combination with CC than with ND ($p = 0.001$). PM and VE showed similar values as ND and CC. Artificial aging led to a decrease of BM within PM, CC and ND on NTiB implants and ND on TiB implants. The majority of failures after testing were characterized by crown fractures in two to four pieces. Fractures in more pieces with smaller fragments occurred primarily for ND.

Significance: The use of NTiB implants with the polymer-based materials tested can only be recommended for clinical use as interim prostheses. CC seems to show a positive effect on the BM. Clinical research investigating the in vivo behavior is necessary to confirm these findings.

© 2022 Published by Elsevier Inc. on behalf of The Academy of Dental Materials.

1. Introduction

Traditionally, titanium implants have been used with titanium or PFM gold-alloy based abutments because of their good mechanical properties, high biocompatibility and durability [1,2]. However, if the gingival morphology is very thin, the metallic structures can cause discoloration around the implant, which might lead to unsatisfactory results, especially in esthetically demanding regions [3]. This risk can be circumvented by using alternative abutments such as one-piece zirconia abutments, or hybrid abutments, which consist of a titanium base and a ceramic structure.

Lower stability and increased wear on the implant-abutment interface have been reported with zirconia abutments in comparison with titanium abutments [4,5]. Wear occurs because ceramics are brittle and thus more susceptible to tensile forces. In contrast, metals are ductile, enhancing the tolerance for both compressive and tensile forces [6]. Two-piece hybrid abutments showed promising results in terms of their mechanical stability [7], leading to the development of hybrid abutment crowns. For this type of restoration, the crown is directly luted onto the titanium base. This solution has the advantage of achieving high stability even with limited space and of showing esthetic and cost-effective results [1,8]. The recently introduced implant systems without abutment or titanium base promise a lower risk of peri-implantitis by avoiding excess luting material; the restoration is screwed directly onto the implant, and access in the event of any complications is simplified [9]. In addition, the time required for production and treatment may be reduced, potentially leading to a more cost-efficient solution [10].

These systems have been shown previously to establish good stability in combination with zirconia restorations [10]. However, mechanical complications of the implant-crown-combination and bone resorption can occur as implant-supported crowns are more prone to occlusal overload than tooth-supported crowns because of the lack of a periodontal ligament and tactile sensitivity [11,12]. Furthermore, zirconia ceramics need a two-step work process consisting of computer aided-design (CAD) and aided-design manufacturing (CAM) and an additional heat treatment in the dental laboratory, making its fabrication time-consuming [13].

As a result, indirectly fabricated polymer-based materials have become increasingly popular, because they offer a less expensive treatment alternative while promising improved

shock absorbing capacity combined with good esthetics and mechanical properties [14,15]. They can be processed with a one-step subtractive CAD/CAM-technology while the patient is seated and, therefore, play a decisive role in the therapeutic phase, e.g., for interim restorations. A range of polymer-based CAD/CAM-materials, including polymethyl methacrylate (PMMA), composite resins and polymer-infiltrated ceramic are currently available for the construction of interim and even definitive monolithic dental restorations. These prefabricated polymeric blanks are industrially polymerized under standardized conditions at high temperature and pressure, providing stable and improved physical and mechanical properties compared with conventionally polymerized materials [16,17].

With the establishment of additive manufacturing (3D printing technology) and the innovative material developments in this area, the spectrum of CAD/CAM has expanded even further. Additive manufacturing (AM) creates the object layer by layer using different technologies for resin processing, e.g., stereolithography (SLA) or digital light processing (DLP). Both technologies work with liquid resin containing photoinitiators that is polymerized by exposure to light. As a result of the improvements in processing and materials, 3D printing is now being used to produce easily customizable end-use parts [18].

Subtractive (SM) and additive manufacturing (AM) both use digital data, acquired with an intraoral scanner or from a laboratory scan of a conventional cast. The benefits of a digital workflow in combination with choosing an appropriate dental material may contribute to the success of implant-supported crowns by allowing a more precise and efficient manufacturing process [19]. Furthermore, reprocessing of the file is possible if the prosthesis needs to be replaced.

Promising results of polymer-based materials in implant-supported restorations regarding optical [20] and mechanical properties have been recently reported [12,15], as well as their advantageous characteristic in terms of the abrasive effect on the antagonist enamel [21]. However, some materials like PMMA and printed resins are only approved by the manufacturer for use as an interim prosthesis as only limited information is available on their long-term durability and the effect of thermomechanical cycling.

Therefore, the aim of this investigation was to evaluate the impact of different polymer-based CAD/CAM restoration materials, as well as the effect of thermomechanical cycling on the fracture load (FL) and bending moment (BM) of

monolithic single-crowns. Another aim was to examine the BM of crowns directly screwed on implants (NTiB) and to compare these results with those of single-crowns conventionally luted on titanium bases (TiB). The null-hypotheses were that neither the restoration material nor thermomechanical cycling would influence the BM and that crowns luted to titanium bases would show similar BM as crowns directly screwed on implants.

2. Materials and methods

Two types of implant systems (Octa and Matrix line, tissue-level, implant diameter: 4.1 mm, implant length: 11.5 mm; TRI Dental Implants, Hünenberg, Switzerland) differing in the presence (TiB) or absence (NTiB) of a titanium base were restored with crowns made of composite resin (CC, Crios, Coltène, Altstätten, Switzerland), polymer-infiltrated ceramic (VE, VITA Enamic, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), PMMA (PM, Ceramill A-Temp, Amann Girrbach) and a 3D-printed resin (ND, C & B MFH, Next Dent, Soesterberg, the Netherlands) and were tested with respect to their bending moments before and after aging. [Table 1](#) provides detailed information regarding the materials and lot numbers. The study design is presented in [Fig. 1](#).

2.1. Specimen preparation

A master standard tessellation language (STL) file for the crown of a mandibular right first molar was digitally designed (Ceramill Mind and Match 2, Amann Girrbach) with an identical outer shape for the two groups (TiB and NTiB) differing only in the marginal region and the interface design ([Fig. 2](#)). A total of 144 ($n = 48$ per restoration material) crowns were manufactured from CC, VE and PM by using a milling machine (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach). To fabricate the ND crowns ($n = 48$), the STL file was imported into the software CAMbridge (3Shape, Copenhagen, Denmark) to position the specimen digitally onto the printer's platform and into the software Netfabb (Autodesk, Mill Valley, CA, USA) for final preparation of the 3D printing process with a 3D printer D 20II (Rapidshape, Heimsheim, Germany) ([Fig. 3](#)). A support structure was added to provide a connection between the platform and the object. After the printing process, the specimens were cleaned in an ultrasonic activated bath (Sonorex Super RK 102H, Bandelin, Berlin, Germany, 5 min) of 96 % ethanol (Otto Fischar GmbH, Saarbrücken, Germany). For the postcuring, essential to ensure sufficient biological and clinical performance, the LC-3DPrint Box (NextDent, Soesterberg, the Netherlands, 315–550 nm) was used for 15 min each side to ensure a tooth-like shade.

Strictly following the recommendations of the restoration material manufacturers, crowns made of CC, PM and ND were airborne-particle abraded (Basic quattro IS, Renfert, Hilzingen, Germany; 0.1 MPa, 45°, 1 cm distance, 7 s) with alumina (50 µm, Orbis Dental, Münster, Germany), cleaned ultrasonically (Transistor Ultrasonic T-14, L&R Ultrasonics, Kearny, NJ, USA) in distilled water for 3 min and air-dried. The VE crowns were etched using hydrofluoric acid (VITA Ceramics Etch, VITA Zahnfabrik, 60 s) and rinsed (distilled

Table 1 – Composition, E-Modulus and lot numbers of used materials.

| Material | Abbreviation | Composition | E-Modulus | Manufacturer | Lot Nr |
|------------------|--------------|--|------------|--------------------------|----------|
| NextDent C&B MFH | ND | Methacrylic oligomers, methacrylate monomer, inorganic fillers, phosphine oxides, pigment | 2374 MPa | Next Dent, Netherlands | WY113N01 |
| Ceramill A-TEMP | PM | polymethyl methacrylate > 98.83 wt%, methyl methacrylate < 1 wt%, color pigments < 0.17 wt% | 2773 MPa | Amann Girrbach, Austria | 2002000 |
| VITA Enamic | VE | UDMA, TEGDMA, feldspatic ceramic network material (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , 86 wt%) | 30,000 MPa | VITA Zahnfabrik, Germany | 79510 |
| Brilliant Crios | CC | Cross-linked methacrylates (Bis-GMA, TEGDMA, BIS-EMA), fillers (barium glass, SiO ₂ , 70.7 wt%) | 10,000 MPa | Coltene, Switzerland | K37860 |

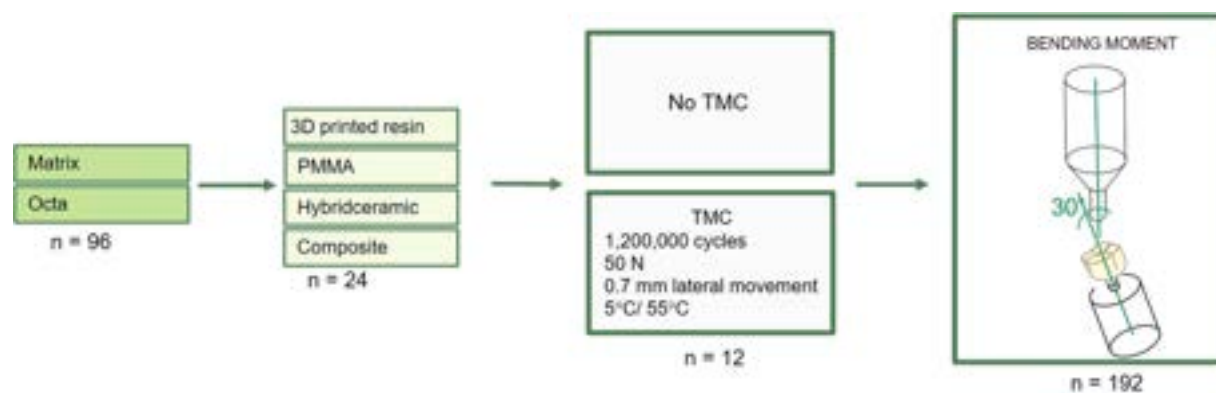


Fig. 1 – Study design.



Fig. 2 – Implant type with titanium base (TiB, left) and without (NTiB, right) embedded in acrylic resin showing different interface design.

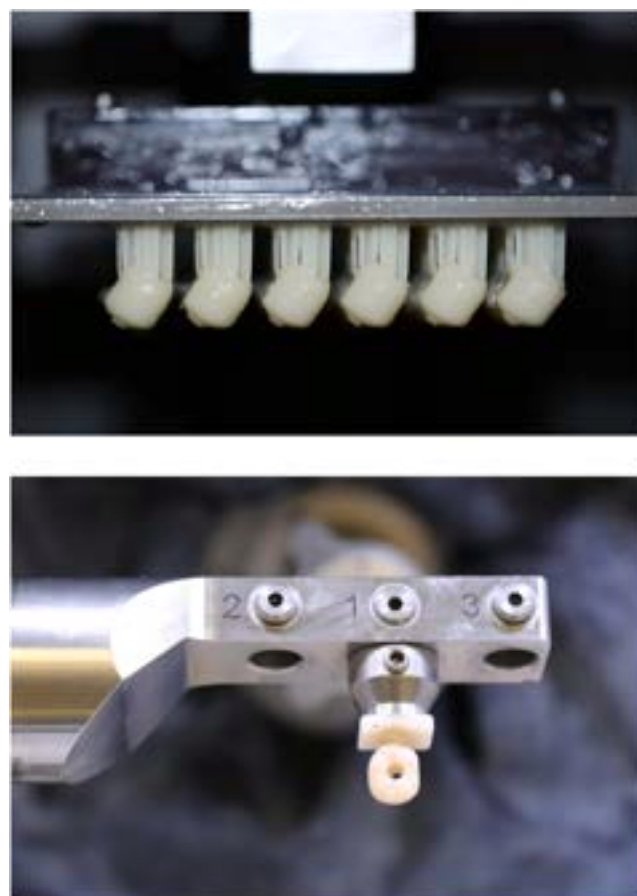


Fig. 3 – Fabrication of the crowns: Printed objects on the construction platform immediately after the printing process, the support structures must be removed as part of the postprocessing. (upper) Crown milled from a CAD/CAM block using an automated cutting machine. (lower).

water, 60 s). The surfaces of the CC and VE crowns were treated with Ceramic Primer II (GC Europe, Leuven, Belgium) for 5 s before air thinning for 3 s. Subsequently, all crowns were glazed (Optiglaze color, GC Europe; pink: clear [2:1]) and polymerized (Labolight, GC Europe, 380 – 510 nm) for 5 min from the occlusal and 3 min from the gingival surfaces.

All implants were embedded in acrylic holders (custom order, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westham, Germany)

using a self-curing acrylic resin (PalaXPress, Kulzer, Hanau, Germany) according to the ISO guideline 14801 [22] as described previously [23]. From the border of the rough surface to the top of the acrylic holder, a 3 mm vertical distance was left uncovered to simulate vertical bone loss.

For TiB implant groups, the titanium bases were screwed onto the implants with a torque of 30 Ncm. The bonding surfaces of CC, PM and ND and of the titanium bases were airborne-particle abraded (Basic quattro IS; titanium base: 0.15 MPa, 8 s; crowns: 0.1 MPa, 3 s) in a 45-degree angle from 1 cm with alumina (50 µm, Orbis Dental), cleaned ultrasonically (Transistor Ultrasonic T-14) in distilled water for 3 min and air-dried [24]. The bonding surfaces of VE were etched and rinsed as mentioned above. VE, CC and titanium base bonding surfaces were then treated with an MDP-based adhesive system (Clearfil Ceramic Primer Plus; Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japan, B20039) by applying it for 5 s with a microbrush before air thinning it for 5 s. PM and ND were treated with visio.link (bredent, Senden, Germany) and polymerized (bre.Lux Power Unit, bredent; 90 s, 370–400 nm). Subsequently, the screw channel was covered with Teflon tape (Goldex Band, Fermit, Vettelschoß, Germany), and the crowns were luted to the titanium bases with a resin composite cement (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental, AQ0116). After removal of the excess luting material, the resin cement was polymerized with Elipar Deep Cure S LED lamp (430–480 nm; 3 M, Seefeld, Germany) from the occlusal, mesial, distal, buccal and lingual aspects for 10 s each [25].

For NTiB implant groups, the crowns were directly screwed onto the implants with the torque of 35 Ncm according to the manufacturer's instructions. The screw channels were treated in the same way as the bonding surfaces of the TiB implant crowns and covered with Teflon tape (Goldex Band, Fermit).

To restore the screw channel, direct resin composite (IPS Empress Direct Refill, Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein, R34665) was applied and polymerized for 20 s (Elipar DeepCure S LED lamp).

2.2. Artificial aging

The specimens were then stored in distilled water at 37 °C in an incubator (HERAcCell 150, Thermo Scientific, Waltham, USA) for 24 h. Subsequently, half of the specimens in each group (n = 12 per subgroup) were thermomechanically aged in a custom-made chewing simulator (Chewing Simulator CS-4.10, SD Mechatronik). They were loaded for 1,200,000 cycles with 50 N at 1.3 Hz and simultaneously thermocycled 6000 times at changing temperatures of 5 °C and 55 °C (distilled water, dwell time 60 s) imitating 5-year clinical fatigue [26]. A standardized three-point-contact on the occlusal surface of the crowns was ensured by using steatite balls (d = 6 mm, SD Mechatronik) as antagonists. The vertical indenter movement for each chewing act was 2 mm, the lateral movement 0.7 mm. The specimens were examined for failures after 600,000 cycles and after complete chewing simulation.

2.3. Fracture load test

FL was measured at room temperature in dry conditions for both aged and non-aged specimens by using a universal testing machine (Zwick RetroLine, Zwick/Roell, Ulm, Germany). Failures during the chewing simulation, such as loose screws, were not corrected before testing. The specimens were loaded at a 30-degree angle to the occlusal surface of the crowns with a hemispherical piston (d = 6 mm, chrome-

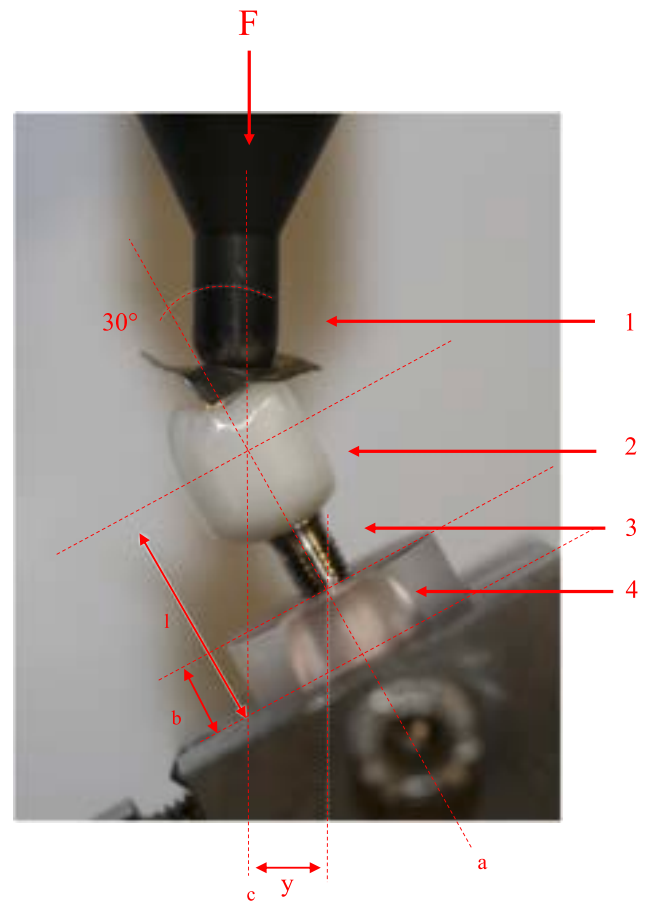


Fig. 4 – Setup for the BM testing at an angle of 30 degrees and detailed information on the parameters needed for the calculation of the bending moment in Ncm. 1 = loading device, 2 = crown, 3 = dental implant body, 4 = specimen holder, a = axis of implant, c = loading axis, y = moment arm, b = nominal bone level to clamping plane, l = center of the hemisphere to clamping plane.

nickel steel; Deutsche Edelstahlwerke, Witten, Germany). Tin foil (0.3 mm; Dentaurem, Ispringen, Germany) was placed in between the piston and the crown to avoid force peaks. Static force was applied in a vertical direction with a crosshead speed of 1 mm/min until failure occurred or as soon as the applied force decreased by 10 % of the maximum load (F_{max}) (Fig. 4). The BM was calculated in Ncm according to the following formula: $M = 0.5 \times F \times l$ (DIN EN ISO 14801: 2016), with F being the load (N) and l being the vertical distance (cm) from the simulated bone level to the center of the load.

After testing, fracture types of all specimens were visually examined and recorded. According to the observations, each specimen was classified as follows: (a) up to 4 pieces, (b) more than 4 and smaller pieces, (c) cracks and (d) no visible defects.

2.4. Statistical analysis

Statistical evaluation of BM and FL values and frequencies of fracture types was performed with SPSS Statistics 26 (IBM Corp; Armonk, NY, USA). For descriptive statistics, the mean



Fig. 5 – Failures during chewing simulation: ND crowns showing cracks (upper), PM crowns showing basal cracks (lower).

and standard deviation (SD) were calculated, and the measured data were checked for normal distribution using the Kolmogorov–Smirnov test. The statistical comparison for these data was made using the t test and one-way ANOVA with the Scheffé post hoc test and partial eta-squared. Significance in distribution of fracture types was further analyzed with a Ciba-Geigy-Table ($p < 0.05$ for all tests).

3. Results

3.1. Chewing simulation

No failures were observed after 600,000 cycles. After 1,200,000 cycles, signs of wear like screw loosening or fracture and

incipient or full fracture of the crowns were recorded in all groups except PM, VE and CC on TiB implants (Fig. 5). Crowns on NTiB implants showed mobility 16 times more often than those on TiB implants (Table 2). Primarily VE and CC on NTiB implants were affected. In contrast, the risk of cracks was higher for ND and PM on NTiB implants compared with the other groups. In group CC on NTiB implants, three specimens were rated with 0 in BM testing as the screws had fractured.

3.2. Bending moment

Apart from group CC on NTiB implants, the BM results showed no deviation from the normal distribution and were thus analyzed parametrically. There was an effect of the ternary

Table 2 – Descriptive statistics for failures after chewing simulation analyzed with a Ciba-Geigy-Table with 95 % Confidence Interval in parentheses.

| Test Group | Implant type | Cracks (%) | Basal crack (%) | Screw loosening (%) | Screw fracture (%) | No defects (%) |
|------------|--------------|------------|-----------------|---------------------|--------------------|----------------|
| ND | NTiB | 67 (33;91) | 0 (0;27) | 25 (4;58) | 0 (0;27) | 8 (0;39) |
| | TiB | 50 (20;79) | 0 (0;27) | 8 (0;39) | 0 (0;27) | 42 (14;73) |
| PM | NTiB | 0 (0;27) | 33 (8;66) | 8 (0;39) | 0 (0;27) | 58 (26;85) |
| | TiB | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 100 (72;100) |
| VE | NTiB | 8 (0;39) | 0 (0;27) | 58 (26;85) | 0 (0;27) | 33 (8;66) |
| | TiB | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 100 (72;100) |
| CC | NTiB | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 42 (14;73) | 25 (4;58) | 33 (8;66) |
| | TiB | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 100 (72;100) |

Table 3 – Descriptive statistics for the bending moment and the fracture load of the different restoration materials with the two implant types. Number of specimens which showed failures after chewing simulation in parentheses.

| Test Group | Implant type | Bending moment | | | Fracture load Mean ± SD [N] |
|--------------------|--------------|-----------------|--------------------------|------------------------|----------------------------------|
| | | Mean ± SD [Ncm] | 95 % Confidence Interval | Min/ median/ max [Ncm] | |
| initial | | | | | |
| ND | NTiB | 745 ± 86 | (689;800) | 550/ 762/ 851 | 1506 ± 174 ^a / A / α |
| | TiB | 676 ± 135 | (588;762) | 430/ 677/ 900 | 1365 ± 273 ^a / A / α |
| PM | NTiB | 535 ± 54 | (499;570) | 456/ 526/ 641 | 1081 ± 110 ^a / B / α |
| | TiB | 646 ± 121 | (567;723) | 461/ 649/ 846 | 1305 ± 245 ^b / A / α |
| VE | NTiB | 558 ± 76 | (509;607) | 454/ 564/ 716 | 1128 ± 153 ^a / B / α |
| | TiB | 712 ± 98 | (648;775) | 502/ 726/ 878 | 1439 ± 198 ^b / A / α |
| CC | NTiB | 783 ± 100 | (718;847) | 621/ 775/ 946 | 1582 ± 202 ^a / A / α |
| | TiB | 784 ± 175 | (671;896) | 554/ 756/ 1011 | 1584 ± 354 ^a / A / α |
| after aging | | | | | |
| ND | NTiB (11) | 563 ± 96 | (501;625) | 347/ 588/ 739 | 1138 ± 194 ^a / A / β |
| | TiB (7) | 520 ± 131 | (435;603) | 276/ 523/ 729 | 1050 ± 264 ^a / A / β |
| PM | NTiB (5) | 456 ± 22 | (441;470) | 427/ 449/ 500 | 921 ± 44 ^a / A / β |
| | TiB (0) | 622 ± 109 | (552;692) | 432/ 608/ 837 | 1258 ± 219 ^b / AB / α |
| VE | NTiB (8) | 611 ± 124 | (532;691) | 473/ 580/ 928 | 1236 ± 250 ^a / A / α |
| | TiB (0) | 676 ± 108 | (606;745) | 501/ 691/ 824 | 1365 ± 218 ^a / AB / α |
| CC | NTiB (8) | 510 ± 325 | (301;717) | 0/ 614/ 891 | 1029 ± 657 ^a / A / β |
| | TiB (0) | 775 ± 189 | (653;895) | 557/ 705/ 1051 | 1565 ± 381 ^b / B / α |

ab Indicate significant differences between the implant types within one restoration material and one aging level
AB Indicate significant differences between the restoration materials within one implant type and one aging level
αβ Indicate significant differences between the aging levels within one implant type and one restoration material

interaction on BM ($p=0.019$). Therefore, data were analyzed separately for implant type, restoration material and artificial aging according to the tested hypotheses. In general, restoration material exerted the highest influence on BM ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.136$), followed by artificial aging ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.100$) and implant type ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.085$). Bending moment and fracture load values can be found in Table 3.

3.2.1. Implant type

TiB implants presented higher BM values than NTiB implants for aged CC, aged PM, initial PM and initial VE ($p \leq 0.023$). Initially tested CC, artificially aged VE and initially tested and artificially aged ND presented no differences in BM values among the implant types.

3.2.2. Restoration material

Within the initially tested groups, TiB implants exhibited BM values in the same range for all restoration materials ($p > 0.116$). Initially tested NTiB implants showed higher values for ND and CC compared with PM and VE ($p < 0.001$). After aging, TiB implants revealed lower values in combination with ND than with CC ($p = 0.001$). PM and VE showed similar BM as ND and CC. Within aged NTiB implants, no statistically significant impact of different restoration materials ($p \geq 0.233$) was observed (Fig. 6).

3.2.3. Artificial aging

Artificial aging led to a decrease of BM within PM, CC and ND on NTiB implants and ND on TiB implants ($p \leq 0.015$). The remaining groups showed no impact of aging on the BM results.

3.3. Failure analysis

Failure analysis after testing identified different fracture types (Table 4). The majority of failures were characterized by

crown fractures in two to four pieces. Fractures in more and smaller fragments occurred primarily for ND. Within the initially tested groups, cracks were predominantly observed among VE on NTiB implants while ND on NTiB implants showed a higher number of specimens without any visible defects than all other groups. The number of specimens without visible defects decreased after artificial aging, whereas a higher rate of crown fractures with more than four pieces was observed for ND. VE crowns on NTiB implants more often showed crown fracture and less often cracking when tested after aging (Fig. 7).

4. Discussion

All parts of the null hypothesis were rejected as the restoration material, artificial aging and the implant type influenced the BM under static loading.

Half of the groups exhibited higher BM for TiB implants than for NTiB implants. Consequently, monolithic single crowns directly screwed on implants appear to be slightly inferior to such crowns luted to a titanium base. Data from in vitro investigations or long-term clinical data are not yet available for polymer-based materials for this indication. However, a previous study reported that monolithic zirconia crowns luted to titanium bases had a higher fracture load than crowns directly screwed onto the implant [27]. Another study comparing the fracture resistance of one-piece zirconia abutments and zirconia abutments attached to titanium cores reported mean fracture resistance values of 526 N for one-piece zirconia abutments and 1241 N for zirconia abutments attached to titanium substructures [7]. However, a comparison with this study was difficult as the restoration material, the design of the implant interface and the crown

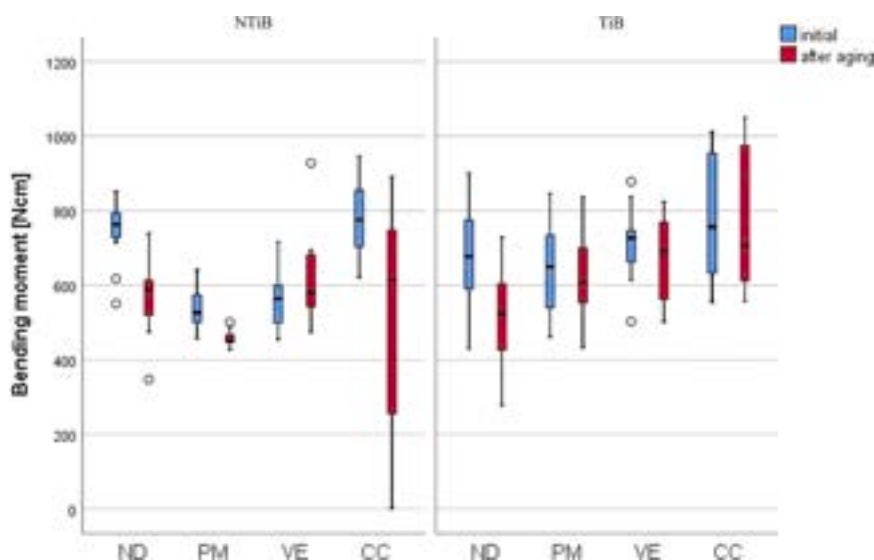


Fig. 6 – Boxplots showing the mean BM with standard deviation for NTiB (left) and TiB implants (right) in combination with the different restoration materials before (blue) and after aging (red).

Table 4 – Descriptive statistics for the fracture type analysis after testing with the 95% Confidence Interval in parentheses.

| Test Group | Implant type | Up to 4 pieces (%) | More and smaller pieces (%) | Cracks (%) | No visible defects (%) |
|-------------|--------------|--------------------|-----------------------------|------------|------------------------|
| initial | | | | | |
| ND | NTiB | 0 (0;27) | 25 (4;58) | 0 (0;27) | 75 (41;95) |
| | TiB | 83 (50;98) | 17 (1;49) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| PM | NTiB | 67 (33;91) | 0 (0;27) | 33 (8;66) | 0 (0;27) |
| | TiB | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| VE | NTiB | 33 (8;66) | 0 (0;27) | 67 (33;91) | 0 (0;27) |
| | TiB | 83 (50;98) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 17 (1;49) |
| CC | NTiB | 50 (20;79) | 17 (1;49) | 0 (0;27) | 33 (8;66) |
| | TiB | 75 (41; 95) | 8 (0;39) | 17 (1;49) | 0 (0;27) |
| after aging | | | | | |
| ND | NTiB | 33 (8;66) | 58 (26;85) | 8 (0;39) | 0 (0;27) |
| | TiB | 50 (20;79) | 33 (8;66) | 17 (1;49) | 0 (0;27) |
| PM | NTiB | 83 (50;98) | 0 (0;27) | 17 (1;49) | 0 (0;27) |
| | TiB | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| VE | NTiB | 83 (50;98) | 8 (0;39) | 8 (0;39) | 0 (0;27) |
| | TiB | 100 (72;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 0 (0;27) |
| CC | NTiB | 67 (33;91) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 8 (0;39) |
| | TiB | 92 (60;100) | 0 (0;27) | 0 (0;27) | 8 (0;39) |

and angle at which the specimens were loaded differed from the present investigation.

Initially tested NTiB implants and artificially aged TiB implants demonstrated differences of BM between the groups, with CC showing higher values than the other groups. This finding was consistent with the results of previous investigations observing differences in mechanical properties among materials [28,29]. Similarly, composite based materials have been reported to offer clear advantages in fracture resistance and mechanical strength versus materials with a lower concentration of filler particles such as PM and ND [14,17]. Therefore, CAD/CAM-composite crowns appear to be suitable for clinical use. However, type, shape, size and percentage of filler particles, as well as the type of resin matrix used, filler-matrix bonding and polymerization conditions influence the properties of the CAD/CAM-composite resins and thus the

performance of the materials will differ [16,30]. Unfilled materials based on methyl methacrylate monomers like PMMA are usually indicated for interim restorations. Nevertheless, PMMA exhibited adequate fracture load values because the low E-modulus resulted in a high elastic deformation [14]. Polymer-infiltrated ceramic has been reported to show greater fracture toughness than feldspathic ceramic and less strength degradation to indentation than most ceramics [31]. It provides higher wear resistance and microhardness than composite resins [32]. However, polymer-infiltrated ceramic exhibits increased brittleness and lower edge chipping resistance compared with composite resins with dispersed fillers [33]. This leads to the assumption that better fracture behavior is achieved with composite resins like CC because of the different microstructure of the material, as found in the present investigation. However, crown designs and testing methods

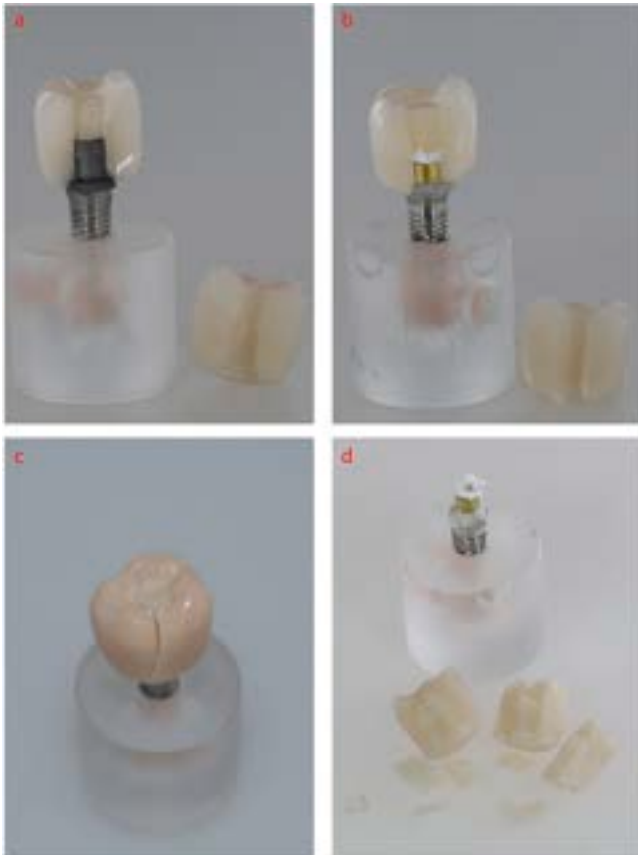


Fig. 7 – Examples of fracture types after BM testing. Tested material in parentheses a) TiB implant specimen with crown fractured in up to 4 pieces (PM). b) NTiB implant specimen with crown fractured in up to 4 pieces (PM). c) NTiB implant specimen with cracked crown (VE). d) NTiB implant specimen with crown fractured in more and smaller pieces (ND).

varied. Generally, the values obtained for the polymer-based materials are similar to those described previously [28].

Half of the tested groups showed a reduction of BM values after artificial aging. This reduction might be explained as polymer networks react strongly in a wet environment and the repeated expansion and contraction cycles at the polymer phase level generate thermal fatigue leading to a mechanical degradation of the materials [34]. This reduction has been reported previously [35,36]. Considering that water absorption generally increases with higher amounts of resin matrix and a lower amount of filler particles that cannot absorb water, higher susceptibility to aging due to filler-matrix debonding or even hydrolytic degradation might occur in materials with higher matrix proportions like ND or PM [36]. This was partly confirmed by the results of the present investigation.

More failure was found of the NTiB implants than the TiB implants after chewing simulation, suggesting that the titanium base improved load distribution. Therefore, the tested materials may not be suitable for the tested period of five years in vivo and care should be taken when using this

material in posterior regions or situations with high stress. However, no failures were observed after 600,000 cycles equaling 2.5 years in vivo, in agreement with a previous study that reported on a sufficient fracture resistance of implant-supported crowns made from interim materials such as PMMA for an expected time period of 6 months to 2 years [37]. In practice, failure of the screw is straightforward to address, and a fractured crown can be replaced by using the existing digital data and remaking. Furthermore, both types of failure – crown loosening and fracture – should protect the implant from damage, and might thus be acceptable.

For some specimens in the NTiB implant groups, a reduction of F_{max} by 10 % was measured with no visible external defects. Unscrewing these crowns revealed fractures of the crown below the implant shoulder, expected as this is the most fragile part in the present FDP geometry. Regarding the specimens on TiB implants showing no visible defect after testing, the reduction of F_{max} signifying severe damage might have been caused by inner cracks or fracture of the implant which would manifest clinically with time. Nevertheless, the results only represent tendencies and no general statement about the impact of implant type or restoration material on the fracture type can be made.

The aging protocol used for interim materials suggested that they should survive 2.5 years. However, the aging protocol did not account for damage from occasional high loads or from the high loads encountered with bruxism, particularly during sleep. Additional limitations of the study included the lack of power analysis to determine sample size. Control groups, such testing ceramics, was deliberately omitted as a previous study examined different zirconia materials on implants without a titanium base in a similar test arrangement [10]. Furthermore, one might argue that standardization of the crowns was difficult as the crown shapes differed in the marginal regions. However, the design of the NTiB implant crowns represented the “worst-case” scenario and using the same marginal shape as for the TiB crown might have led to slightly better results. In addition, as the fracture patterns showed, this area is not relevant for the strength of the TiB implant. The 30° testing situation might be considered inappropriate for testing molars. Nevertheless, the investigation of the bending moment was performed according to ISO standard 14801, simulating the functional loading of an endosseous dental implant and its prosthesis under “worst-case” conditions. This method was adopted as can be replicated by other researchers examining similar materials. The change in angulation during loading is related to the elastic modulus of the system and may affect the bending moment. As this change was not measured, fracture load values were additionally analyzed for better comparison of the restoration materials. Fracture load values showed the same significant differences between the implant type, restoration material and aging protocol as bending moment values. Another limiting factor may be the fact that many experimental parameters such as alveolar socket material, luting protocol and parameters for artificial aging and fracture loading may influence the BM. These variables make it difficult to compare previous study results to values evaluated in this investigation [14]. Nevertheless, the experimental design aimed to imitate in vivo conditions by

simulating artificial periodontium by using supporting materials with similar E-moduli and with the use of an established aging protocol.

In summary, the use of NTiB implants with crowns made of polymer-based materials appears to be a promising, time-efficient interim treatment method. The present results have shown that the mechanical strength of the majority of restoration materials investigated was high enough to withstand occlusal loading forces occurring during mastication, which are reported to reach approximately 600 N [38]. Furthermore, it has been suggested, that resilient materials compensate for the absence of the natural periodontal damping effect and dissipate destructive fracture energy by elastic and plastic deformation because of their lower E-modulus [14,21]. They might thus be advantageous for implant crowns as proprioceptive mechanisms are missing.

Future investigations of different materials and other specimen geometries are needed to elaborate clinical indications more in detail. Furthermore, the influence of the bonding material on the BM should be examined. Imaging of wear at the implant interface could be included in future study designs for example by using a scanning electron microscope. Specimens showing failures like loose screws during chewing simulation should be corrected before testing. This investigation observed BM values only for single-crowns. Studies examining similar properties for multi-unit prostheses are warranted.

5. Conclusions

The findings of this investigation indicate that the mechanical stability of implants with directly screwed crowns made of the tested polymer-based materials was sufficient for clinical use only as an interim treatment. Composite based materials like CC seem to offer advantages in BM versus materials with fewer filler particles such as PM and ND and might thus be slightly preferable. Nevertheless, clinical research examining the in vivo behavior of the dental implant and its prosthesis is necessary to confirm these findings.

Acknowledgments

The work was financially supported by the TRI Implants. The authors would like to thank Amann Girschbach AG, VITA Zahnfabrik, Coltene and Kuraray Noritake Dental for supporting this investigation with materials.

REFERENCES

- [1] Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent* 2013;16:125–41.
- [2] Stimmelmayer M, Heiss P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent* 2017;20:53–64.
- [3] Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implant Res* 2007;18:569–74.
- [4] Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:970.
- [5] Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:505–12.
- [6] Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850–8.
- [7] Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:488–93.
- [8] Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: a systematic review. *Eur J Oral Implant* 2017;10:139–46.
- [9] Wilson Jr. TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodo* 2009;80:1388–92.
- [10] Südbeck S, Buser R, Reymus M, Hoffmann M, Edelhoff D, Stawarczyk B. A new implant system with directly screwed supra-constructions: impact of restoration material and artificial aging on the bending moment. *Int J Prosthodont* 2022.
- [11] Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. *J Med Devices* 2017;10:141.
- [12] Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater* 2017;33:427–33.
- [13] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int* 2017;48:369–80.
- [14] Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clin Oral Investig* 2020;24:1035–42.
- [15] Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implant Res* 2013;24:143–8.
- [16] Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529–34.
- [17] Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27:339–47.
- [18] Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater* 2016;32:54–64.
- [19] Revilla-León M, Raney L, Piedra-Cascón W, Barrington J, Zandinejad A, Özcan M. Digital workflow for an esthetic rehabilitation using a facial and intraoral scanner and an additive manufactured silicone index: a dental technique. *J Prosthet Dent* 2020;123:564–70.
- [20] Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ouml, Zcan M, et al. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater* 2012;31:377–83.
- [21] Zimmermann M, Koller C, Reymus M, Mehl A, Hickel R. Clinical evaluation of indirect particle-filled composite resin

- CAD/CAM partial crowns after 24 months. *J Prosthodont* 2018;27:694–9.
- [22] International Organization for Standardization. ISO 14801: Dentistry—Implants—Dynamic Fatigue Test for Endosseous Dental Implants. Geneva, Switzerland: ISO; 2016.
- [23] Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal R-J. Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: an investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:1–10.
- [24] Pitta J, Burkhardt F, Mekki M, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *J Prosthet Dent* 2021;126:214–21.
- [25] Kawaguchi-Uemura A, Mine A, Matsumoto M, Tajiri Y, Higashi M, Kabetani T, et al. Adhesion procedure for CAD/CAM resin crown bonding: Reduction of bond strengths due to artificial saliva contamination. *J Prosthodont Res* 2018;62:177–83.
- [26] Kern M, Strub J, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26:372–8.
- [27] Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LV, Närhi TO. Fracture strength and precision of fit of implant-retained monolithic zirconia crowns. *J Oral Implant* 2018;44:330–4.
- [28] Zacher J, Bauer R, Strasser T, Rosentritt M. Laboratory performance and fracture resistance of CAD/CAM implant-supported tooth-coloured anterior FDPs. *J Dent* 2020;96:103326.
- [29] Yazigi C, Kern M, Chaar MS, Libeck W, Elsayed A. The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;111:103988.
- [30] Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater* 2016;32:499–509.
- [31] Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;26:34–42.
- [32] Tüter Bayraktar E, Türkmen C, Yilmaz Atali P, Tarcin B, Korkut B, Yasa B. Evaluation of correlation between wear resistance and microhardness of resin-based CAD/CAM blocks. *Eur J Res Dent* 2020;4:25–30.
- [33] Hampe R, Theelke B, Lumkemann N, Stawarczyk B. Impact of artificial aging by thermocycling on edge chipping resistance and Martens hardness of different dental CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2021;125:326–33.
- [34] Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2018;119:954–8.
- [35] Hampe R, Theelke B, Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Oper Dent* 2019;44:E190–201.
- [36] Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 2016;115:321–8.
- [37] Bauer R, Zacher J, Strasser T, Rosentritt M. In vitro performance and fracture resistance of interim conventional or CAD-CAM implant-supported screw-or cement-retained anterior fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2020;126:575–80.
- [38] Tortopidis D, Lyons M, Baxendale R, Gilmour W. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25:681–6.

5. Diskussion

5.1 Einfluss von Restaurationmaterial, Sinterprotokoll und künstlicher Alterung auf das Biegemoment von Implantaten mit direkt verschraubten Zirkonoxidkronen

Diese Untersuchung verglich die Biegemomente von Implantaten mit direkt verschraubten monolithischen Einzelzahnkronen (Implantatsystem NTiB) mit den Biegemomenten von Implantaten, die mit Einzelzahnkronen versorgt wurden, welche zuvor auf eine Titanbasis polymerisiert worden waren (Implantatsystem TiB), vor und nach thermomechanischer Alterung.

Die erste Hypothese, dass die Art des Implantatsystems keinen Einfluss auf das Biegemoment der Restauration hat, wurde verworfen. Initial getestete NTiB-Implantate, die mit Kronen aus Zirkonoxid versorgt wurden, zeigten signifikant höhere Biegemomente als initial getestete TiB-Implantate, die mit den gleichen Materialien versorgt wurden. Initial getestete Kobalt-Chrom-Molybdän-Kronen zeigten dagegen auf TiB-Implantaten höhere Biegemomente als auf NTiB-Implantaten. Nach der Alterung hatte die Art des Implantatsystems keinen Einfluss auf das Biegemoment. Da der Einfluss des Implantatsystems im Laufe der Alterung abnahm, kann gefolgert werden, dass Implantate mit direkt verschraubten Kronen im Allgemeinen mit Implantaten mit auf Titanbasis polymerisierten Kronen vergleichbar sind.

Eine andere Studie berichtete dagegen, dass auf Titanbasen polymerisierte monolithische Zirkonoxidkronen eine höhere Bruchlast aufwiesen als direkt auf das Implantat geschraubte Kronen [24]. Eine weitere Untersuchung, in der die Bruchlast von einteiligen Zirkonoxid-Abutments mit der von auf Titanbasen befestigten Zirkonoxid-Abutments verglichen wurde, zeigte niedrigere Bruchlastwerte für einteilige Zirkonoxid-Abutments im Vergleich zu Zirkonoxid-Abutments, die auf Titanbasen befestigt waren [8]. Diese Diskrepanzen könnten jedoch dadurch erklärt werden, dass sich die Implantat-Interface-Geometrie, das

Kronendesign und der Winkel, in dem die Prüfkörper belastet wurden, von dieser Untersuchung unterschieden.

Die zweite Hypothese besagte, dass die Biegemomente unabhängig vom Restaurationsmaterial vergleichbar sind. Auch diese Hypothese wurde verworfen, da initial alle Gruppen unterschiedliche Biegemomente aufwiesen. So zeigte 4Y-TZP_h höhere initiale Werte als alle anderen Gruppen, einschließlich 4Y-TZP_c. Folglich kann vermutet werden, dass das Sinterprotokoll einen Einfluss auf das Biegemoment hat, wobei Hochgeschwindigkeitssintern zu höheren Biegemomenten führt. Diese Beobachtung stimmt mit den Ergebnissen aktueller Untersuchungen überein, die den Einfluss der Sinterparameter von Zirkonoxidmaterialien auf die mechanischen Eigenschaften untersuchten und berichteten, dass das Hochgeschwindigkeitssintern von 4Y-TZP zu verbesserten oder gleichwertigen Ergebnissen führte [25-27]. Dies könnte dadurch erklärt werden, dass der Sintervorgang die Korngröße beeinflusst und somit die Stabilität des Materials bestimmt [12].

Die Mehrheit der getesteten Gruppen zeigte initial höhere Biegemomente als nach der künstlichen Alterung. Daher musste die dritte Nullhypothese, dass die künstliche Alterung keinen Einfluss auf das Biegemoment von implantatgetragenen monolithischen Kronen aus Zirkondioxid hat, ebenfalls verworfen werden. Dies wurde auch in einer früheren Untersuchung zur Bewertung der Bruchlast von Zirkonoxid-Abutments beobachtet, die berichtete, dass die Stabilität des Implantat-Abutment-Komplexes durch Alterung verringert wurde [28].

Es wurden verschiedene Versagenstypen beobachtet, was den Ergebnissen früherer Untersuchungen entspricht [6, 29]. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass Daten zu den Versagensarten von Zirkonoxid-Abutments und -Kronen aufgrund unterschiedlicher Kronendesigns und Belastungsprotokolle der verschiedenen Untersuchungen schwer zu vergleichen sind [2].

Im Allgemeinen wurden bei NTiB-Implantaten hauptsächlich Implantatverformungen beobachtet, während bei TiB-Implantaten Implantatverformungen sowie Kronenlockerung in Kombination mit Implantatverformung die dominierenden Versagenstypen waren.

Kronenlockerung kann durch ein Versagen der Schraube oder, wie Querschnitte zeigten, durch einen Bruch des Implantats (TiB Implantatsystem) oder der Krone (NTiB Implantatsystem) verursacht werden, da eine Fraktur zusätzlichen Raum schafft, wodurch ein Gegenlager fehlt. Da Kronenlockerung stets in Kombination mit Implantatverformung beobachtet wurde, kann man annehmen, dass diese Versagensart durch die bereits bei niedrigeren Kräften auftretende Verformung verursacht wurde.

Interessant ist jedoch, dass die meisten Prüfkörper mit Implantatverformung trotz möglicher Frakturen nach statischer Belastung keine Beweglichkeit zeigten. Diese Beobachtung steht im Einklang mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen [6, 29, 30]. Daher ist die klinische Bedeutung fraglich, jedoch besteht die Möglichkeit, dass die Kronen im Laufe der Zeit ihre Funktion verlieren [29].

Ein Versagen innerhalb des Implantats tritt also möglicherweise gleichzeitig mit einem Versagen des Zirkonoxids auf. Daher muss betont werden, dass das klinisch relevante Versagen nicht die Fraktur oder Lockerung der Krone ist, sondern der Beginn der plastischen Verformung des Implantats und dass die Kronen als schwächerer Teil von Vorteil sein könnten, da deren Reparatur weniger Aufwand bedarf. Das Versagen des Restormaterials betraf hauptsächlich den Innenkonus der Zirkonoxid-Kronen beim NTiB-Implantatsystem, da dies der zerbrechlichste Teil in der aktuellen Kronengeometrie ist und Zirkonoxid ein sprödes Material ist, das sich nicht verformen kann und daher bricht, wenn es der elastischen Verformung der Metallteile folgt [31]. Ein weiterer Grund für das Versagen der Krone könnte der durch zyklische Belastung verursachte Drehmomentverlust der Schraube sein, der zu Fretting-Schäden an der Implantat-Abutment-Schnittstelle führt [7]. Dieses Problem kann auch mit dem NTiB-Implantatsystem nicht gelöst werden.

Ein vollständiger Bruch der Zirkonoxidkronen trat aufgrund der hohen Bruchzähigkeit und Biegefestigkeit der monolithischen Y-TZP-Struktur [12], aber auch aufgrund des gewählten Kronendesigns nur bei hohen Belastungskräften auf. Die Bruchmusteranalyse zeigte bei Kronen aus 5Y-TZP mehr vollständige Brüche als bei jedem anderen Material. Dieser Befund steht im Einklang mit früheren Untersuchungen, die berichteten, dass mit 5Y-TZP aufgrund der kubischen/tetragonalen Stabilisierung möglicherweise geringere Bruchzähigkeits- und Biegefestigkeitswerte beobachtet werden [12, 26]. Daher scheint Vorsicht geboten, wenn dieses Material im Seitenzahnbereich oder in Situationen mit hoher Belastung verwendet wird.

Darüber hinaus zeigten die Ergebnisse der Untersuchung, dass die Verwendung einer Titanbasis keinen Vorteil in der Übertragung der Kräfte zu haben scheint, da gleich viele NTiB- und TiB-Implantate einen vollständigen Kronenbruch aufwiesen.

Aus klinischer Sicht ist eine Kronenlockerung durch Versagen der Schraube leicht zu reparieren, indem die beschädigten Elemente ersetzt werden. Auch ein Bruch der Zirkonoxidkrone, sowohl ein vollständiger Bruch als auch ein Bruch im Innenkonus, ist mit gewissem Kostenaufwand reparierbar, indem die Restauration ersetzt wird. Wenn jedoch eine extreme Verformung des Implantats oder ein Implantatbruch auftritt, wie es bei hohen Belastungskräften beobachtet wurde, muss das Implantat möglicherweise mit hohen Kosten und Aufwand ersetzt werden. Es ist jedoch unwahrscheinlich, dass diese plastische Verformung oder Fraktur des Implantats in einer klinischen Situation auftritt, da die natürlich auftretenden Kräfte weit unter den in dieser In-vitro-Untersuchung aufgezeichneten Kräften bleiben [32] und da durch den Belastungswinkel von 30° während der Testung eine Hebelwirkung bestand.

Die Untersuchung des Biegemoments wurde gemäß DIN EN ISO 14801:2016 durchgeführt, wobei die funktionelle Belastung eines enossalen Zahnimplantats und dessen Krone unter

„Worst-Case“-Bedingungen simuliert wurde, da diese Methode von anderen Forschern repliziert werden kann.

Im Seitenzahnbereich betragen die durchschnittlichen maximalen Kaukräfte bis zu 475 – 774 N [32]. Die mittleren Biegemomente aller Gruppen lagen auch nach künstlicher Alterung im Bereich von 1027 ± 191 bis 1144 ± 239 Ncm. Die durchschnittlichen Kräfte, die auf die Kronen ausgeübt wurden, überstiegen also die durchschnittliche Beißkraft bei weitem. Daraus könnte gefolgert werden, dass die Prüfkörper okklusale Kräfte im Bereich normaler Kaukräfte und physiologischer Hebelwirkung überstehen würden. Es muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass die Werte nur für die spezifischen Untersuchungsparameter einschließlich der Belastung von nur 50 N während der Kausimulation gültig sind. Darüber hinaus ist die Aussagekraft der vorliegenden Untersuchung begrenzt, da auf eine Poweranalyse zur Bestimmung der Stichprobengröße verzichtet wurde.

5.2 Biegemomente von Implantaten ohne Titanbasis mit monolithischen Einzelzahnkronen aus kunststoffbasierten CAD/ CAM Materialien vor und nach künstlicher Alterung

Anhand der Untersuchungsergebnisse konnte festgestellt werden, dass sowohl das Restaurationsmaterial als auch die künstliche Alterung sowie die Art des Implantatsystems das Biegemoment unter statischer Belastung beeinflussen.

Die Hälfte der Gruppen zeigte höhere Biegemomente mit TiB-Implantaten als mit NTiB-Implantaten. Folglich scheinen Implantate mit direkt verschraubten monolithischen Einzelzahnkronen gegenüber Implantaten mit auf Titanbasen befestigten Kronen etwas unterlegen zu sein. Daten aus anderen In-vitro-Untersuchungen oder klinische Langzeitdaten liegen für polymerbasierte Materialien für diese Indikation noch nicht vor. Eine frühere Untersuchung berichtete jedoch, dass auf Titanbasen befestigte monolithische Zirkonoxidkronen eine höhere Bruchlast aufwiesen als direkt auf das Implantat geschraubte Kronen [24]. Eine andere Untersuchung, die die Bruchlast von einteiligen Zirkonoxid-Abutments und Zirkonoxid-Abutments, die auf Titanbasen befestigt waren, verglich, ergab mittlere Bruchlastwerte von 526 N für einteilige Zirkonoxid-Abutments und 1241 N für Zirkonoxid-Abutments, die an Titanbasen befestigt waren [8]. Ein Vergleich mit diesen Untersuchungen ist jedoch schwierig, da sich das Restaurationsmaterial, das Design der Implantatschnittstelle sowie das der Krone und der Winkel, unter denen die Prüfkörper belastet wurden, von der vorliegenden Untersuchung unterscheiden.

Initial getestete NTiB-Implantate und künstlich gealterte TiB-Implantate zeigten zwischen den Restaurationsmaterialien Unterschiede im Biegemoment, wobei CC höhere Werte aufwies als alle anderen Gruppen. Dies stimmt mit den Ergebnissen früherer Untersuchungen überein, bei denen ebenfalls in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften Unterschiede zwischen verschiedenen Materialien beobachtet wurden [33, 34]. Auch die Tatsache, dass

kompositbasierte Materialien gegenüber Materialien mit einer geringeren Konzentration an Füllstoffpartikeln wie PM und ND vermutlich Vorteile in Bezug auf Bruchlast und mechanische Festigkeit bieten, wurde bereits zuvor festgestellt [18, 21]. Daher scheinen CAD/CAM-Kompositkronen für den klinischen Gebrauch geeignet. Art, Form, Größe und Prozentsatz der Füllstoffpartikel sowie die Art der verwendeten Harzmatrix, die Füllstoff-Matrix-Verbindung und die Polymerisationsbedingungen beeinflussen jedoch die Eigenschaften der CAD/CAM-Komposite und somit die Leistung der Materialien, die daher sehr unterschiedlich sein können [20, 35].

Ungefüllte Materialien auf Basis von Methylmethacrylat-Monomeren wie PMMA sind überwiegend für Interimsversorgungen indiziert. Dennoch wies PMMA ausreichende Bruchlastwerte auf, da das niedrige E-Modul zu einer hohen elastischen Verformung führt [18].

Frühere Untersuchungen berichteten, dass polymerinfiltrierte Keramik eine größere Bruchzähigkeit als Feldspatkeramik aufweist [36] und eine höhere Verschleißfestigkeit und Mikrohärtigkeit als Komposite besitzt [37]. Sie ist jedoch im Vergleich zu Kompositen spröder und weist eine geringere Absplitterungsbeständigkeit auf [38]. Dies führt zu der Annahme, dass mit Kompositen aufgrund der Mikrostruktur des Materials ein besseres Bruchverhalten erzielt wird, was anhand der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden kann. Im Allgemeinen sind die für die polymerbasierten Materialien gemessenen Werte mit früheren Daten vergleichbar [33].

Die Hälfte der Gruppen zeigte nach der künstlichen Alterung eine Abnahme der Biegemomentwerte. Diese Abnahme könnte dadurch erklärt werden, dass Polymernetzwerke in einer feuchten Umgebung stark reagieren und die wiederholten Expansions- und Kontraktionszyklen auf Polymerphasenebene eine thermische Ermüdung erzeugen, die zu einer mechanischen Verschlechterung der Materialien führt [39]. Über dieses Verhalten wurde bereits früher berichtet [40, 41]. Da die Wasseraufnahme im Allgemeinen mit höheren

Anteilen an Kunststoffmatrix und einem geringeren Anteil an Füllstoffpartikeln, die kein Wasser aufnehmen können, zunimmt, kann es bei Materialien mit höheren Matrixanteilen wie ND oder PM zu einer höheren Alterungsanfälligkeit durch die Lösung der Füllstoff-Matrix-Verbindung oder sogar zu hydrolytischem Abbau kommen [41]. Dies wurde durch die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung teilweise bestätigt.

Nach der Kausimulation wiesen innerhalb der NTiB-Implantate mehr Prüfkörper Defekte wie Kronenlockerung und -fraktur auf als innerhalb der TiB-Implantate, was darauf hindeutet, dass die Titanbasis eine günstigere Kraftverteilung mit sich bringt. Daher sind NTiB-Implantate mit den getesteten Materialien möglicherweise nicht für den simulierten Zeitraum von fünf Jahren geeignet und sollten in Seitenzahnregionen oder in Situationen mit hoher Belastung nur bedingt verwendet werden. Nach 600.000 Zyklen, was etwa 2,5 Jahren in vivo entspricht, wurden dagegen keine Ausfälle beobachtet. Dies stimmt mit einer früheren Studie überein, die über eine ausreichende Bruchfestigkeit von implantatgetragenen Kronen aus Interimsmaterialien wie PMMA für einen erwarteten Zeitraum von 6 Monaten bis 2 Jahre berichtete [42]. In der klinischen Situation ist ein Defekt der Schraube einfach zu reparieren, und eine gebrochene Krone kann ersetzt werden, indem die vorhandenen digitalen Daten für die Neuanfertigung verwendet werden. Darüber hinaus sollten beide Versagensarten – Kronenlockerung und -fraktur – das Implantat vor Schäden schützen und könnten daher akzeptabel sein.

Bei einigen Prüfkörpern der NTiB-Implantate wurde die Reduktion der Maximalkraft um 10 % ohne sichtbare äußere Defekte gemessen. Die betroffenen Prüfkörper wurden auseinandergeschraubt und dabei Kronenfrakturen unterhalb der Implantatschulter festgestellt, was plausibel erscheint, da dies der zerbrechlichste Teil der vorliegenden Kronengeometrie ist. Bezüglich der Prüfkörper der TiB-Implantate, die nach dem Testen keine sichtbaren Defekte zeigten, könnte die Reduktion der Maximalkraft, die auf eine schwere Beschädigung hinweist, durch innere Risse oder einen Bruch des Implantats

verursacht worden sein, was sich mit der Zeit klinisch manifestieren würde. Dennoch stellen die Ergebnisse nur Tendenzen dar und es kann keine generelle Aussage über den Einfluss von Implantatsystem oder Restaurationsmaterial auf das Bruchmuster getroffen werden.

Das für die Interimsmaterialien verwendete Alterungsprotokoll suggeriert, dass die Prüfkörper eine Belastungsdauer von etwa 2,5 Jahren in vivo überleben sollten. Das Alterungsprotokoll berücksichtigte jedoch keine Schäden, die durch irregulär hohe Belastungen oder Bruxismus, insbesondere während des Schlafs, auftreten können. Eine weitere Einschränkung der Untersuchung war das Fehlen einer Power-Analyse zur Bestimmung der Prüfkörperanzahl. Auf Kontrollgruppen, beispielsweise mit Keramikronen, wurde bewusst verzichtet, da in der Originalarbeit 1 „A new implant system with directly screwed supra-constructs: Impact of restoration material and artificial aging on the bending moment.“ verschiedene Zirkonoxide auf Implantaten ohne Titanbasis in einer ähnlichen Versuchsanordnung untersucht wurden. Ferner könnte man argumentieren, dass eine Standardisierung der Kronen nicht gegeben war, da die Kronengeometrien basal leicht unterschiedlich waren. Das Design der NTiB-Implantatkronen wurde jedoch bewusst nachteilig gestaltet und die Verwendung der TiB-Kronengeometrie hätte möglicherweise zu besseren Ergebnissen geführt. Zudem ist dieser Bereich, wie die Bruchmuster zeigten, für die Stabilität des TiB-Implantats nicht relevant. Der Testwinkel von 30° könnte als ungeeignet für das Testen von Molaren angesehen werden. Allerdings wurde die Testung des Biegemoments gemäß der ISO-Norm 14801:2016 durchgeführt, wobei die funktionelle Belastung eines enossalen Zahnimplantats und seiner Krone unter „Worst-Case“-Bedingungen simuliert wurde. Diese Methode wurde gewählt, da sie leicht repliziert werden kann.

Die Winkeländerung während der Belastung hängt mit dem Elastizitätsmodul des Systems zusammen und kann das Biegemoment beeinflussen. Da diese Veränderung nicht gemessen wurde, wurden zur besseren Vergleichbarkeit der Restaurationsmaterialien zusätzlich die

Bruchlastwerte analysiert. Diese zeigten die gleichen Unterschiede zwischen Implantatsystem, Restaurationmaterial und Alterungszustand wie die Biegemomentwerte. Ein weiterer limitierender Faktor ist die Tatsache, dass viele experimentelle Parameter wie das Alveolenmaterial, das Befestigungs- und Alterungsprotokoll sowie der Testaufbau das Biegemoment beeinflussen können. Diese Variablen erschweren den Vergleich der Untersuchungsergebnisse mit den Resultaten früherer Studien [18]. Dennoch zielte der Studienaufbau darauf ab, die in-vivo-Bedingungen bestmöglich zu imitieren, indem für das künstliche Parodontium Materialien mit realitätsgetreuen E-Moduli verwendet und ein etabliertes Alterungsprotokoll angewandt wurden.

Zusammenfassend scheint der Gebrauch von NTiB-Implantaten mit Kronen aus polymerbasierten Materialien eine erfolgversprechende, zeiteffiziente Behandlungsmethode für Interimsversorgungen darzustellen. Die vorliegenden Ergebnisse haben gezeigt, dass die Stabilität der meisten untersuchten Restaurationmaterialien hoch genug war, um den beim Kauen auftretenden okklusalen Belastungskräften von etwa 600 N [43] standzuhalten. Darüber hinaus könnte angenommen werden, dass elastische Materialien aufgrund ihres niedrigeren E-Moduls das Fehlen des natürlichen parodontalen Dämpfungseffekts kompensieren und destruktiver Kraft durch elastische und plastische Verformung entgegenwirken [15, 18]. Sie könnten daher bei der Kronenversorgung von Implantaten vorteilhaft sein, für die aufgrund fehlender propriozeptiver Mechanismen ein erhöhtes Risiko einer Überbelastung besteht.

Zukünftige Untersuchungen weiterer Materialien und anderer Prüfkörpergeometrien sind erforderlich, um klinische Indikationen detaillierter auszuarbeiten. Des Weiteren sollte der Einfluss des adhäsiven Befestigungsmaterials auf das Biegemoment untersucht werden. Eine genauere Analyse des Fretting-Verschleißes an der Implantatschnittstelle könnte in zukünftige Studiendesigns aufgenommen werden, beispielsweise durch die Verwendung eines Rasterelektronenmikroskops. Prüfkörper, die Defekte wie Schraubenlockerung während

der Kausimulation aufweisen, sollten in zukünftigen Studien vor dem Testen repariert werden. In der vorliegenden Untersuchung wurden nur Einzelkronen hinsichtlich ihres Biegemoments getestet. Nachfolgende Studien sollten ähnliche Parameter für mehrgliedrigen Zahnersatz bestimmen.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Die Ergebnisse der hier zusammengefassten Untersuchungen weisen darauf hin, dass der Gebrauch von Implantaten mit direkt verschraubten monolithischen Einzelzahnkronen eine neue, vielversprechende Behandlungsmethode darstellt. Besonders in Verbindung mit Zirkonoxidkronen werden sie in den kommenden Jahren eine berechtigte Alternative bieten, mit der es möglich ist, gute ästhetische Ergebnisse zu erzielen und gleichzeitig Zeit und Kosten zu sparen. In Verbindung mit den getesteten polymerbasierten Materialien ist das NTiB-Implantatsystem allerdings vorerst nur als Interimsversorgung für den klinischen Gebrauch zu empfehlen.

Bezüglich des Restaurationsmaterials scheint die Verwendung von 4Y-TZP unabhängig vom Implantatsystem von Vorteil zu sein. Komposite scheinen hinsichtlich des Biegemoments gegenüber Werkstoffen mit weniger Füllstoffpartikeln wie PM und ND überlegen zu sein und sind daher möglicherweise zu bevorzugen. Ferner konnte festgestellt werden, dass das Hochgeschwindigkeitssintern einen relevanten Einfluss auf das mechanische Verhalten der Prüfkörper ausübt, wobei es verglichen zum konventionellen Sinterprotokoll höhere Biegemomente mit sich zu bringen scheint.

Die künstliche Alterung durch Kausimulation führte zu einer Abnahme der Biegemomentwerte, weshalb weitere Untersuchungen bezüglich der Langzeitbeständigkeit und klinischen Leistung erforderlich sind.

Während die Versagensarten der Kunststoffmaterialien, wie Kronenlockerung und -fraktur, das Implantat vor Schäden schützen und daher akzeptabel sein könnten, wurden in Verbindung mit Zirkonoxidkronen auch irreversible Schäden am Implantat festgestellt. Dass diese Verformungen oder Frakturen in einer klinischen Situation auftreten, ist jedoch unwahrscheinlich, da die natürlichen Kaukräfte weit unter den hier aufgezeichneten Kräften liegen und die Belastung nicht in einem Winkel von 30° erfolgt.

Obgleich die vorliegenden Untersuchungen aufschlussreiche Ergebnisse zeigten, kann eine Laborstudie die klinischen Bedingungen nicht vollständig reproduzieren und daher das In-vivo-Verhalten des Zahnimplantats und seiner Krone nicht vollständig vorhersagen. Klinische Forschung zur Untersuchung der Langzeitleistung ist daher dringend erforderlich, um diese Ergebnisse zu bestätigen.

7. Englische Zusammenfassung

The results of the investigations summarized here indicate that the use of implants with directly screwed monolithic single-crowns represents a new, promising treatment method. Especially in combination with zirconia crowns, they will offer a legitimate alternative in the upcoming years, offering the possibility of achieving good aesthetic results while reducing time and costs. However, with the tested polymer-based materials, NTiB-implants can currently only be recommended as an interim treatment for clinical use.

With regard to the restorative material, the use of 4Y-TZP appears to be advantageous regardless of the implant system. Composite materials such as CC seem superior in bending moment to materials with fewer filler particles such as PM and ND and may therefore be preferable. Furthermore, the findings of the present investigation indicated that high-speed sintering has a relevant influence on the mechanical behavior of the specimens, leading to higher bending moments compared to conventional sintering.

Artificial aging resulted in a decrease in bending moment values. Therefore, further investigations regarding long-term durability and clinical performance are required.

While the failure types of the resin materials, such as crown loosening or fracture, seem to protect the implant from damage and could therefore be acceptable, irreversible failure of the implant has been identified in connection with zirconia crowns. However, these deformations or fractures are unlikely to occur in a clinical situation as the average masticatory forces are well below those recorded in the present investigation and the loading is not applied at a 30° angle.

Although the present investigations showed instructive results, a laboratory study cannot fully reproduce the clinical conditions and therefore cannot fully predict the in-vivo behavior of the dental implant and its crown. Clinical research investigating long-term performance is therefore urgently needed to confirm these results.

8. Literaturverzeichnis

1. Stimmelmayr M, Heiss P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent.* 2017; 20:53-64.
2. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24:850-8.
3. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implant Res.* 2007; 18:569-574.
4. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Impl Res.* 2013; 24:384-90.
5. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26:970.
6. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27:505-512.
7. Gao J, Min J, Chen X, Yu P, Tan X, Zhang Q, et al. Effects of two fretting damage modes on the dental implant–abutment interface and the generation of metal wear debris: An in vitro study. *Fatigue Fract Eng Mater Struct.* 2021; 44:847-58.
8. Stimmelmayr M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28:488-493.
9. Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013; 16:125-141.

10. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 2017; 10:139-146.
11. Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol*, 2009; 80:1388-1392.
12. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*. 2017; 48:369-80.
13. Wiedhahn K, Fritzsche G, Wiedhahn C, Schenk O. Zirconia crowns—the new standard for single-visit dentistry? Kronen aus Zirkonoxid—Der neue Standard für „Single Visit Dentistry“? *Int J Comput Dent*. 2016; 19:9-26.
14. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018; 97:140-7.
15. Zimmermann M, Koller C, Reymus M, Mehl A, Hickel R. Clinical evaluation of indirect particle-filled composite resin CAD/CAM partial crowns after 24 months. *J Prosthodont*, 2018; 27:694-699.
16. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ouml, Zcan M, et al. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater*, 2012; 31:377-383.
17. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater*. 2017; 33:427-33.
18. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clin Oral Investing*, 2020; 24:1035-1042.

19. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implant Res*, 2013; 24:143-148.
20. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012; 28:529-34.
21. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*. 2011; 27:339-47.
22. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016; 32:54-64.
23. Revilla-León M, Raney L, Piedra-Cascón W, Barrington J, Zandinejad A, Özcan M. Digital workflow for an esthetic rehabilitation using a facial and intraoral scanner and an additive manufactured silicone index: a dental technique. *J Prosthet Dent*, 2020; 123:564-570.
24. Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LV, Närhi TO. Fracture strength and precision of fit of implant-retained monolithic zirconia crowns. *J Oral Impl*. 2018; 44(5):330-4.
25. Jansen JU, Lümke N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent*. 2019; 122:396-403.
26. Jerman E, Wiedenmann F, Eichberger M, Reichert A, Stawarczyk B. Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dent Mater*. 2020; 36:1144-1150.
27. Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dent Mater*. 2020; 36:846-53.
28. Basílio Mde A, Cardoso KV, Antonio SG, Rizkalla AS, Santos Junior GC, Arioli Filho JN. Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2016; 116:277-85.

29. Muhlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25:74-81.
30. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23:12-8.
31. Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. Load-Bearing Capacity of Zirconia Crowns Screwed to Multi-Unit Abutments with and without a Titanium Base: An In Vitro Pilot Study. *Materials (Basel).* 2019; 12:19.
32. Padma S, Umesh S, Asokan S, Srinivas T. Bite force measurement based on fiber Bragg grating sensor. *J Biomed Opt.* 2017; 22:107002.
33. Zacher J, Bauer R, Strasser T, Rosentritt M. Laboratory performance and fracture resistance of CAD/CAM implant-supported tooth-coloured anterior FDPs. *J Dent.* 2020; 96:103326.
34. Yazigi C, Kern M, Chaar MS, Libeck W, Elsayed A. The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 111:103988.
35. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater.* 2016; 32:499-509.
36. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013; 26:34-42.
37. Tüter Bayraktar E, Türkmen C, Yilmaz Atali P, Tarcin B, Korkut B, Yasa B. Evaluation of correlation between wear resistance and microhardness of resin-based CAD/CAM blocks. *Eur J Res Dent,* 2020; 4:25-30.

38. Hampe R, Theelke B, Lumkemann N, Stawarczyk B. Impact of artificial aging by thermocycling on edge chipping resistance and Martens hardness of different dental CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 2021; 125:326-333.
39. Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosth Dent*. 2018; 119:954-8.
40. Hampe R, Theelke B, Lümckemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Oper Dent*. 2019; 44:E190-E201.
41. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*, 2016; 115:321-328.
42. Bauer R, Zacher J, Strasser T, Rosentritt M. In vitro performance and fracture resistance of interim conventional or CAD-CAM implant-supported screw-or cement-retained anterior fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 2020; 126:575-580.
43. Tortopidis D, Lyons M, Baxendale R, Gilmour W. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil*, 1998; 25:681-686.

9. Danksagung

Ich bedanke mich bei all denjenigen, die mich bei meiner Dissertation tatkräftig physisch und mental unterstützt und motiviert haben. Ein besonderes Dankeschön gilt hierbei folgenden Personen:

- Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc. als Mitglied der Betreuungskommission für die Ermöglichung dieser Arbeit und ihre unerlässliche fachkundliche und freundschaftliche Unterstützung.
- Dr. med. dent. Marcel Reymus, Dr. med. dent. Ramona Buser und Moritz Hoffmann, M.Sc. für ihre kompetente und hilfsbereite Betreuung und das Korrekturlesen der Manuskripte.
- Sandro Venanzoni und Rafael Perez von der Firma TRI Dental Implants für die Bereitstellung der Implantate sowie die hervorragende technische Unterstützung und freundliche Hilfestellung im fachlichen Bereich.
- Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff als Mitglied der Betreuungskommission für die Möglichkeit der Durchführung der Studien und das Korrekturlesen der Manuskripte.
- ZT Marlis Eichberger für ihre zahntechnische Hilfestellung bei der Durchführung der Versuche im Labor.
- Allen Mitarbeitern und Doktoranden der Werkstoffkunde der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU für die kollegiale Zusammenarbeit und schöne Arbeitsatmosphäre.
- Der Hanns-Seidel-Stiftung für die finanzielle und ideelle Förderung während des Forschungszeitraums.
- Besonderer Dank gebührt meinen Eltern, die mir während meiner gesamten Ausbildungszeit stets mit Rat und Tat zur Seite standen und mich in jeder möglichen Form unterstützt haben.