

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. M. Karl

***Untersuchung zur adhäsiven Befestigung von
prothetischen Attachments aus Zirkoniumdioxid***

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2021

vorgelegt von: Kamran Orujov

geb.: 07.12.1995 in Baku

Tag der Promotion: 15.12.2021

Dekan: Prof. Dr. M. D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Karl

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Matthias Hannig

Meiner geliebten Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
1.1 Deutsche Zusammenfassung	1
1.2 Summary	4
2 Einleitung	7
2.1 Literaturübersicht.....	7
2.2 Zielsetzung	11
3 Material und Methode	12
3.1 Versuchsaufbau.....	12
3.2 Statistische Auswertung	19
4 Ergebnisse	20
4.1 Darstellung der Prüfungsergebnisse	20
4.2 Statistische Analyse	25
5 Diskussion	27
5.1 Kritische Betrachtung der Ergebnisse	27
5.2 Schlussfolgerung	32
6 Literaturverzeichnis	33
7 Publikation und Posterpräsentationen	36
7.1 Publikation	36
7.2 Posterpräsentationen.....	36
8 Danksagung	37
9 Lebenslauf	38
10 Anhang: Publikation	

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Einleitung

Die Fortschritte in Medizin und ökonomischer Entwicklung und damit einhergehend die Verbesserung der sozialen Verhältnisse haben in den letzten Jahrzehnten die Demografie entscheidend verändert. Die neue Altersstruktur hat die Zahl teilbezahlter Patienten enorm erweitert. Ein höherer Bedarf von herausnehmbaren Teilprothesen ist die Folge.

Die Anfertigung funktionsfähigen Zahnersatzes erfordert genaue Überlegungen zur Art der Verbindung zwischen Prothesensattel und Restzähnen sowie der zu verwendenden Materialien.

Wenngleich hochwertige Verbindungselemente wie zum Beispiel Teleskopkronen unter Verwendung von Edelmetallen hervorragende mechanische Eigenschaften aufweisen, äußern unsere Patienten doch zunehmend den Wunsch nach weniger invasiven Methoden, wobei sie als Materialvariante immer häufiger zahnfarbene Keramik bevorzugen.

Für den Herstellungsprozess finden inzwischen intraorales Scannen und CAD/CAM-Technik weite Verbreitung, und selbst grazile prothetische Verbindungselemente lassen sich aus Zirkoniumdioxid-Keramik fräsen.

Ziel der vorliegenden Studie war es, ein prothetisches Verbindungselement aus Zirkoniumdioxid-Keramik adhäsiv am Zahn zu befestigen und grundlegende Parameter der Haftkraft zu evaluieren. Dabei sollten die Stabilität verschiedener Präparationsformen des Ankerzahnes sowie verschieden große Belastungsabstände untersucht werden.

Material und Methode

Zunächst erfolgte die Präparation von Modell-Eckzähnen, die als Ankerzähne für die Befestigung der Keramik-Attachments vorgesehen waren. Diese Modellzähne dienten als Dublier-Vorlage für die Herstellung von jeweils 10 Prüfkörpern der 7 Untersuchungsgruppen. Zur Herstellung der Prüfkörper wurden die Dublierformen der Modell-Eckzähne mit fließfähigem dualhärtenden Kunststoff ausgegossen und entsprechend gehärtet.

Gruppe 1 diente als Kontrollgruppe und war ohne Präparation. In den Gruppen 2 bis 5 erfolgten die Modellzahn-Präparationen als planer lateraler Anschliff. Mit diesem Design wurde in Gruppe 2 mit einem Hebelabstand von 2 mm belastet. Die Gruppe 3 unterschied sich davon nur durch eine zusätzliche 120-tägige Wasserlagerung. In Gruppe 4 wurde bei 3 mm Hebellänge belastet und in Gruppe 5 bei 4 mm Hebellänge. In Gruppe 6 erfolgte eine okklusal-distale Präparation (OD) des Ankerzahnes und in Gruppe 7 eine mesial-okklusal-distale Präparation (MOD). In diesen beiden Gruppen erfolgte die Belastung bei einer Hebellänge von 2 mm.

Die Zirkonium-Attachments für die Prüfreihe 1 bis 5 wurden aus Keramikblöcken gefräst und wiesen Stäbchenform auf. Nach dem Sintervorgang hatten sie Maße von 2,5 mm x 2,5 mm x 10 mm. Die Attachments für die Prüfreihe 6 und 7 wurden zunächst auf den präparierten Modellzähnen in Kunststoff modelliert und anschließend in einer Kopierfräse unter Verwendung eines Vergrößerungsfaktors von 20% aus Zirkoniumdioxid-Blöcken gefräst und schließlich gesintert. Nach Vorbehandlung der beiden Komponenten wurden die Attachments mit Adhäsivmaterial an den Prüfkörpern befestigt, bevor sie in einer Universalprüfmaschine den Belastungstests unterzogen und bis zum Versagen belastet wurden. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Shapiro-Wilk-Test, ANOVA und Games-Howell Test bei einem Alphaniveau von 0,05.

Ergebnisse

Gruppe 1 diente als Kontrollgruppe und war ohne Präparation des Ankerzahnes. Die Belastung erfolgte bei 2mm Hebelarm und führte zu einem Bruchlast-Mittelwert von 59,08 N. In den Gruppen 2 bis 5 erfolgte die Modellzahn-Präparationen als planer lateraler Anschliff. Mit diesem Design wurde in Gruppe 2 mit einem Hebelabstand von 2 mm belastet und ein Wert von 73,75 N gemessen. Die Gruppe 3 unterschied sich davon nur durch eine 120-tägige Wasserlagerung und ergab 42,55N, was signifikant geringer war ($p=0,001$). In Gruppe 4 wurde bei 3 mm Hebellänge belastet und der erhaltene Mittelwert lag bei 49,16N, was eine deutliche Verringerung gegenüber Gruppe 2 war ($p=0,002$). In Gruppe 5 bei 4 mm Hebellänge betrug der Wert 33,60N und war damit signifikant niedriger als bei 3 mm Hebellänge ($p=0,013$).

In Gruppe 6 erfolgten OD-Präparation des Ankerzahnes und Dublier-Fräsung des Attachments zur adhäsiven Befestigung. Bei einem Hebelweg von 2mm erreichte man einen Bruchwert von 91,89N, der etwas höher war als Gruppe 2 mit lateralem Anschliff und 2mm Hebelweg ($p= 0,753$). Die Gruppe 7 mit MOD-Präparation und einer

Hebellänge von 2 mm erreichte 209,10N, was sich im Vergleich mit den sechs anderen Gruppen als signifikant höher erwies ($p=0,001$).

Diskussion

Das minimal-invasive Präparations-Design in Form einer Anchrägung und selbst eine OD-Kavität scheinen eine Verbundfläche zu schaffen, die der klinischen Belastungssituation wohl kaum gerecht wird. Bei der MOD-Kavität mit vorteilhaften Werten hingegen kann man nicht mehr von minimalinvasiven Maßnahme ausgehen. Die Vergrößerung des Hebelarms um einen Millimeter reduzierte die aufzubringende Bruchlast signifikant. Bei einem Hebelarm von 4mm, was in etwa den Abmessungen einer Standard-Roach-Kugel entspricht, wurden die geringsten Belastungswerte bestimmt. Als konstruktive Lösung bietet sich daher generell an, die Prothesen am Verbindungselement resilient zu lagern, d.h. die vertikal wirkenden Kaukräfte auf die Kammschleimhaut weiterzuleiten. Sollten daraus verstärkte Kieferkammatrophy mit okklusaler Interferenz resultieren ist eine engmaschige Nachsorge erforderlich.

Die einfache Wasserlagerung für 180 Tage hat die Bruchlast ebenfalls signifikant verringert. Da viele weitere negativ wirkende Einflussfaktoren in der Mundhöhle herrschen, welche die Hydrolyse der Verbundfläche eines Methacrylat-Adhäsivs verstärken, scheinen weitere klinische Untersuchungen erforderlich.

Die Anwendung einer Kopierfräse wie bei der vorgestellten Herstellung der Keramik-Attachments bedingt ein gewisses Maß an Einarbeitungszeit. Die Fortschritte der CAD-CAM Technologie könnten noch präzisere Ergebnisse ermöglichen und die Herstellung von Proben für umfangreichere Untersuchungen erleichtern.

Schlussfolgerung

Wie aus der vorliegenden in-vitro-Studie zu schließen ist, stellen Adhäsiv-Attachments aus Zirkoniumdioxid-Keramik bei der prothetischen Versorgung mit abnehmbaren Teilprothesen eine Zukunftsperspektive dar. Bis mit einem non-invasivem Präparationsdesign und verbessertem Adhäsiv-Material höhere Haftkräfte zu erzielen sind, sollte einer resilienten Lagerung der abnehmbaren Prothese der Vorzug gegeben werden.

1.2 Summary

Introduction

Advances in medicine and economic development and the accompanying improvement in social conditions have decisively changed demographics in recent decades. The new age structure has enormously expanded the number of partially edentulous patients. A higher demand for removable partial dentures is the result. The fabrication of appropriate prosthetic restorations requires careful consideration of the type of connecting element or attachment between the denture saddle and the remaining teeth, as well as the materials to be used. Although high-quality connecting elements such as telescopic crowns using precious metals have excellent mechanical properties, our patients are increasingly expressing a desire for less invasive methods, with tooth-colored ceramics being more and more preferred as a material option. For the fabrication process, intraoral scanning and CAD/CAM fabrication have become commonplace. Thus, even delicate prosthetic connecting elements can be milled from zirconia ceramics, which can be attached to the natural tooth using modern adhesive techniques.

The aim of the present study was to adhesively bond a prosthetic connecting element made of zirconia ceramic to the tooth and to evaluate basic parameters of the adhesive strength. The stability of different preparation forms of the anchor tooth as well as different large lever distances were to be investigated.

Materials and methods

First, model canines were prepared to serve as anchor teeth for the bonding of the ceramic attachments. These model teeth served as duplicating templates for the fabrication of 10 test specimens of each of the 7 study groups. To fabricate the test specimens, the duplicating molds of the model canines were poured with flowable dual-curing resin and cured accordingly.

Group 1 served as the control group and was without preparation. In groups 2 to 5, the model tooth preparations were made as a lateral planar slight chamfer. With this design, group 2 was loaded with a lever distance of 2 mm. Group 3 differed from this only by a 120-day water storage. In group 4, loading was performed at 3 mm lever length and in group 5 at 4 mm lever length. In group 6, OD-preparation of the anchor tooth was applied and in group 7, MOD-preparation was applied. In these two groups, loading was carried out at a lever length of 2 mm.

The zirconium attachments for test rows 1 to 5 were milled from ceramic blocks and had a rod shape. After the sintering process, they had dimensions of 2.5 mm x 2.5 mm x 10 mm. The attachments for test series 6 and 7 were first modeled in resin on the prepared model teeth and then milled from zirconia blocks in a copy milling machine using a magnification factor of 20% and finally sintered. After pretreatment of the two components, the attachments were bonded to the test specimens with adhesive material before being subjected to load tests in a universal testing machine and loaded until failure. Statistical analysis was conducted using the Shapiro-Wilk test, ANOVA and Games-Howell test at an alpha level of 0.05.

Results

Group 1 served as the control group and was without preparation of the anchor tooth. The load was applied at 2mm lever arm, and a mean fracture load of 59.08N was found. In groups 2 to 5, the model tooth preparations were made as a planar lateral chamfer. With this design, group 2 was loaded with a lever distance of 2 mm and a value of 73.75N was measured. Group 3 differed from this only by water immersion for 120 days and yielded 42.55N, which was significantly lower ($P=0.001$). In group 4, load was applied at 3 mm lever length and the mean value obtained was 49.16N, which was a significant decrease compared to group 2 ($P=0.002$). In group 5 at 4 mm lever length, the value was 33.60N, which was significantly lower than at 3 mm lever length ($P=0.013$).

In group 6, OD preparation of the anchor tooth and copy milling of the attachment for adhesive bonding were conducted. With a lever path of 2mm, a fracture value of 91.89N was achieved, which was slightly higher than group 2 with slight lateral chamfer and 2mm lever path ($P= 0.753$). Group 7 with MOD preparation and a lever length of 2mm achieved 209.10N, which was found to be significantly higher compared with the other six groups ($P=0.001$).

Discussion

The minimally invasive preparation design in the form of a slight chamfer and even an OD cavity seem to create a bonding surface that is unlikely to meet the clinical loading situation. In contrast, the MOD cavity with advantageous values can no longer be considered minimally invasive. Increasing the lever arm by one millimeter significantly reduced the fracture load to be applied. The lowest load values were determined with

a lever arm of 4 mm, which roughly corresponds to the dimensions of a standard Roach sphere. As a constructive solution, it is generally possible to support the denture resiliently at the connecting element, i.e. to transfer the vertically acting masticatory forces to the ridge mucosa. The resulting problems with occlusal interference and ridge atrophy seem well-controlled.

Simple water immersion for 180 days significantly reduced the fracture load. Since many other negative influencing factors prevail in the oral cavity, which are considered to increase the hydrolysis of the bonding surface of a methacrylate adhesive, further clinical investigations seem necessary.

The use of a copy milling machine as in the presented fabrication of the ceramic attachment requires a certain amount of training time. Advances in CAD-CAM technology may allow even more precise results and facilitate the fabrication of specimens for more extensive studies.

Conclusion

As can be concluded from the present in vitro study, adhesive attachments made of zirconia ceramics represent a future perspective in prosthetic restoration with removable partial dentures. Until higher bonding strength can be achieved with a non-invasive preparation design and improved adhesive material, a resilient bearing of the removable denture should be preferred.

2 Einleitung

2.1 Literaturübersicht

Medizinische und zahnmedizinische Prophylaxe sowie gesunde Ernährung tragen dazu bei, dass die Zahl der zahnlosen Menschen zurückgeht (Marcus et al. 1996). In Deutschland ist diese Entwicklung durch die Erhebungen des Instituts der Deutschen Zahnärzte aufgezeigt worden (Jordan & Micheelis 2016). Aufgrund der demoskopischen Entwicklung mit dem Älterwerden der Bevölkerung erfolgte gleichzeitig ein Anstieg teilbezogelter Patienten, was für den zukünftigen Bedarf an herausnehmbaren Teilprothesen verantwortlich ist (Kim 2019).

Die Verbindung der Prothese mit den Restzähnen

Bei einer teilbezahnten Gebissituation stellt sich die Frage, wie sich der herausnehmbare Zahnersatz am zweckmäßigsten mit den Restzähnen verbinden lässt. Dabei finden sogenannte Verbindungselemente oder prothetische Attachments Verwendung, die den komplexen Anforderungen entsprechen müssen.

Bei der Verwendung von Teleskopkronen, die die Prothese sicher und zuverlässig am Restzahnbestand verankern, spricht man von hochwertigen Verbindungselementen. Da es sich dabei um ein Doppelkronen-Attachment handelt ist jedoch eine ausgeprägte Präparation der Pfeilerzähne erforderlich (Zitzmann et al. 2009; Abb. 1). Dies hat in manchen Fällen zur Schädigung der Zahnpulpa geführt (Hohenschurz 2021), weshalb trotz der ästhetischen Vorteile keine uneingeschränkte Befürwortung ausgesprochen werden kann.



Abb. 1: Hohlkehllösung an Zahn 33 und 43 für eine Teleskopversorgung

Weniger invasiv und mit einfacher herkömmlicher Präparation erfolgt die Anfertigung von Ankerkronen mit extrakoronalem Geschiebe, die sich häufig über ein T-förmiges oder kugelförmiges Element mit dem Prothesensattel verbinden lassen. Um eine funktionelle Überlastung des Ankerzahnes zu vermeiden ist jedoch in vielen Fällen eine umfangreiche Verblockung mit weiteren Zähnen erforderlich, was die Invasivität der restaurativen Maßnahmen erhöht. Bei zementierten Kronenversorgungen tritt über die Jahre das Problem der Sekundärkaries hinzu und ist in einer Studie für 38 Prozent der Verluste fest zementierten Zahnersatzes verantwortlich gemacht worden (Libby et al. 1997).

Die zumeist umfangreichen Versorgungen beim kombiniert feststehend-abnehmbaren Zahnersatz sind generell technisch aufwändig und verursachen erhebliche Laborkosten. Dabei können sie in Bezug auf Langlebigkeit den Vergleich mit rein feststehenden Versorgungen nicht standhalten (Creugers et al. 2009), da zahlreiche technische Komplikationen und Misserfolge auftreten können (Owall et al. 1998).

Minimalinvasive Vorgehensweisen

Um die Überlebensdauer der Pfeilerzähne zu steigern und dabei den technischen und finanziellen Aufwand niedrig zu halten kommt einer minimalinvasiven Vorgehensweise große Bedeutung zu. Durch geringen Abtrag der Zahnhartsubstanz wird die Festigkeit des Zahnes im Alveolarknochen gering beeinträchtigt und die Möglichkeit einer späteren Neuversorgung erhalten. Als Verbindungselement mit non-invasivem Charakter gilt daher das Klammersystem nach Ney, das durch Vermessen des Modells die Haltekräfte gegossener Klammern berechnet. Da die retentiven Teile unter dem prothetischen Äquator wirksam werden, kann dies jedoch im sichtbaren Bereich wie z.B. beim Oberkiefer-Eckzahn ein ästhetisches Problem darstellen (Budtz-Jørgensen et al. 2000).

Als mögliche Lösung dieses ästhetischen Problems sind extrakoronale Adhäsiv-attachments aus Metalllegierungen beschrieben worden (Marinello et al. 1991a, Keltjens et al. 2003, Orsi et al. 2010). Bei dem Versuch, einen ausreichenden Haftverbund zu schaffen, wurden allerdings Verfärbungen der Pfeilerzähne beobachtet. Zudem stellte der Platzbedarf in der vertikalen Dimension eine damals offensichtlich nicht zu überwindende Limitation dar, die zu ungünstigen Überlebensraten führte (Marinello et al. 1991b, Besimo et al. 1997).

Moderne Adhäsivtechnik und Dentalkeramik

Durch die mittlerweile verbesserten adhäsiven Befestigungstechniken, die im zahnärztlichen Alltag immer mehr an Bedeutung gewinnen, ist die Verwendung keramischer Werkstoffe in den Vordergrund getreten.

Keramiken lassen sich generell in zwei große Gruppen unterteilen, die Silikat- und die Oxidkeramiken. Der wesentliche Unterschied in deren Zusammensetzung ist die Glasphase, welche das Merkmal der Silikatkeramik – auch Glaskeramik bezeichnet – darstellt. Darin begründet ist die gute Transluzenz und damit verbunden ein vorteilhaftes ästhetisches Erscheinungsbild. Bei den Oxidkeramiken ist dahingegen die Glasphase nicht oder nur gering vorhanden, so dass sie eine kristalline Grundstruktur aufweisen, was zu ihrer hohen Festigkeit beiträgt, aber der Ästhetik abträglich ist (Eichner et al. 2015).

Zahnmedizinische Arbeiten können mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen aus Zirkoniumdioxid-Keramiken hergestellt werden. Dabei ist zu beachten, dass Zirkoniumdioxid in den temperaturabhängigen Phasen monoklin, tetragonal und kubisch vorkommt (Gente et al. 2018). Diese Phasen können ineinander übergehen und innere Spannungen durch Volumenveränderung entstehen lassen, welche zu Rissbildungen führen. Um Rissbildungen zu minimalisieren, werden geringe Anteile an Magnesium-, Calcium- und Yttriumoxid dem Zirkoniumdioxid beigemischt. Je nach Volumenmenge der beigemischten Oxide erlangt man eine Teilstabilisierung der Zirkoniumdioxid-Keramik, welche dann in der tetragonalen und kubischen Phase vorliegt. Bei einer Rissbildung geht nun die tetragonale Phase in die kubische über. Da diese Phasenumwandlung eine Volumenzunahme bewirkt, kommt es zur Hemmung der Rissbildung (Gente et al. 2018). Dies kann als ein weiterer Vorteil gegenüber der Glaskeramik angesehen werden.

In Hinblick auf den adhäsiven Verbund erlangt die Glasphase der Silikatkeramiken besondere Bedeutung. Durch das Wegätzen der Glasphase mittels Flusssäure und der damit einhergehenden Schaffung einer Retentionsfläche können Glaskeramiken einheitlich adhäsiv befestigt werden (Bottino et al. 2015). Gegensätzlich dazu beruht die Konditionierung der Oxidkeramiken auf eine tribochemische Vorbehandlung, bei der durch das Abstrahlen mit speziellem Korund eine Oberflächenvergrößerung geschaffen wird, welche den mechanischen Halt signifikant verstärkt (Atsu et al. 2006, Lin et al. 2010). Des Weiteren wird durch einen Haftvermittler und einen adhäsiven Befestigungszement (Methacrylat-Adhäsiv) ein chemischer Verbund hergestellt (Attia

et al. 2011, Atsu et al. 2006). Für dieses Vorgehen kann das Rocatec System von 3M ESPE genutzt werden. Hierbei erfolgt die Keramisierung des Zirkoniumdioxids durch ein tribochemisches Verfahren. Das mit Kieselsäure (SiO_2) modifizierte Aluminiumoxid-Korund wird dabei zum Strahlen der Keramik-Oberfläche benutzt. Beim Aufprall des Korunds auf die Keramik kommt es zu einer hohen lokalen Wärmeentwicklung, welche zum Einschmelzen des Siliciumdioxids auf die Keramik-Oberfläche bewirkt. Die nun hergestellte silikatisierte Oberfläche ist anorganisch und bedarf einer Konditionierung mit einem geeigneten Zwittermolekül, welches chemische Bindungen sowohl mit dem anorganischen SiO_2 und als auch mit dem organischen Methacrylat-Kunststoff oder Methacrylat-Adhäsiv eingeht (3M Deutschland GmbH 2001). Dafür kann das vom selben Hersteller empfohlene Silan ESPE-Sil genutzt werden.

Die Haftkraft eines Adhäsiv-Zementes ist zunächst von der Größe seiner Klebefläche abhängig. Je größer die Klebefläche ist, desto höher wird die Haftkraft des jeweiligen Adhäsives. Im Gegensatz zu konventionellen Zementen, bei denen die Haftkraft durch retentive Flächen erlangt wird, kommen bei adhäsiven Zementen eine chemische Verbindung zwischen Zahn, Zement und Restauration zustande. Von Interesse ist dabei, inwieweit bei minimalinvasiven Präparationsarten die adhäsive Befestigungsart funktionellen Belastungen standhalten kann.

Fortschritte der CAD-CAM Technologie

Neben den adhäsiven Befestigungsverfahren sind auch bei der Verwendung von Zirkoniumdioxidkeramik als Restaurationsmaterial positive Erfahrungen gemacht worden; ebenso auf dem Gebiet des intraoralen Scannens und der CAD/CAM-Fertigung (Blatz et al. 2018). Dies alles hat dazu beigetragen, dass das minimal-invasive Konzept des adhäsiven Geschiebes als kosteneffektive Behandlungsmodalität wieder aufgegriffen wurde (Jagodina et al. 2019).

Nach Zahnpräparation und intraoralem Scannen könnten somit Attachment-Patritzen aus Zirkoniumdioxidkeramik nach dem CAD/CAM-Verfahren gefräst werden, während für die Herstellung der entsprechenden Matrizen in Kombination mit der herausnehmbaren Prothese herkömmliche Materialien und Techniken verwendet werden könnten.

2.2 Zielsetzung

Das Ziel dieser Studie ist es, grundlegende Parameter zu evaluieren, die die Haftstabilität als potenziell limitierenden Faktor beeinflussen und verbessern. Dabei sollten unterschiedliche Präparationsformen am Ankerzahn untersucht werden, welche sich in ihrer Invasivität unterscheiden und dadurch unterschiedliche Klebeflächen aufweisen. Der Einfluss der Länge des wirksamen Hebelarmes war darzustellen, ebenso wie die Auswirkung der Lagerung in destilliertem Wasser.

3 Material und Methode

3.1 Versuchsaufbau

In der vorliegenden Studie sollte die Stabilität und Haftkraft der adhäsiven Befestigung von prothetischen Attachments aus Zirkoniumdioxid an prothetischen Pfeilerzähnen analysiert werden. Aus präparierten Modellzähnen wurden entsprechende Prüfkörper bzw. Prüfzähne gefertigt, an denen die Keramik-Attachments adhäsiv befestigt wurden. Die Belastungstests erfolgten an einer Universalprüfmaschine.

Die Prüfkörper sollten den Zahn im jeweiligen präparierten Zustand nachbilden. An ihnen sollten später die Zirkoniumdioxid-Attachments angebracht werden. Sie sollten daher zueinander identisch sein und dem Kronenmaß eines natürlichen Zahnes entsprechen. Zur Herstellung der Prüfkörper dienten Negativformen aus Dubliersilikon, welche aus den präparierten Modellzähnen hergestellt wurden. Mit Hilfe dieser war es möglich, die erforderliche Anzahl standardisierter Prüfzähne aus dualhärtendem Kunststoff anzufertigen.

Die Attachments wurden aus Zirkoniumdioxid-Blöcken gefräst. Nach einer Vorbehandlung der Attachments wurden diese mit dem Adhäsiv-Zement an den Prüfkörpern befestigt, bevor sie den Belastungstests unterzogen wurden. Man untersuchte insgesamt 7 Prüfreiheiten (Tab. 1).

Tab. 1: Charakteristika der untersuchten Gruppen (n=10)			
Abkürzung	Präparation	Hebelarm [mm]	Alterung
1-Kontroll-2mm	keine	2	keine
2-plan-2mm	plan	2	keine
3-Alterung-2mm	plan	2	180 d Wasserlagerung
4-plan-3mm	plan	3	keine
5-plan-4mm	plan	4	keine
6-OD-2mm	OD	2	keine
7-MOD-2mm	MOD	2	keine

In der ersten Prüfreihe wurde das Zirkoniumdioxid-Attachment an einem unbeschleunigten Prüfzahn befestigt und bei 2mm Distanz vertikal auf dem Attachment belastet. Die erste Prüfreihe diente als Kontrollreihe.

In Prüfreihe 2 erfolgte ein distaler Anschliff zur Schaffung einer planen Fläche am Zahn. Nach der adhäsiven Befestigung des Zirkoniumdioxid-Attachments wurde ebenso bei 2 mm belastet.

Die Prüfreihe 3 war analog zur Prüfreihe 2, die Belastung erfolgte jedoch nach einer 120 tägigen Lagerung in destilliertem Wasser.

Die Prüfreihe 4 und 5 waren ebenfalls analog zur Prüfreihe 2 mit dem Unterschied, dass das Attachment bei der Prüfreihe 4 bei 3 mm und bei der Prüfreihe 5 bei 4 mm belastet wurde.

In der Prüfreihe 6 wurde eine OD-Kavität und in der Prüfreihe 7 eine MOD-Kavität präpariert. Die Attachments wurden aus Kunststoff modelliert und mittels Kopierfräsung aus einem Zirkoniumdioxid-Block gefertigt. Nach adhäsiver Befestigung wurden die Zirkoniumdioxid-Attachments in beiden Prüfreihe bei 2 mm belastet.

Herstellung der Vormodelle

Die Vormodelle bestanden aus zwei Komponenten. Für die erste Komponente wurden 25mm x 10mm x 10mm große Aluminiumhülsen aus einem quadratischen Aluminiumstab zurechtgeschnitten (Abb. 2), welche als Rahmung fungierten und eine stabile Befestigung der Prüfkörper an der Vorrichtung der Prüfmaschine ermöglichten.

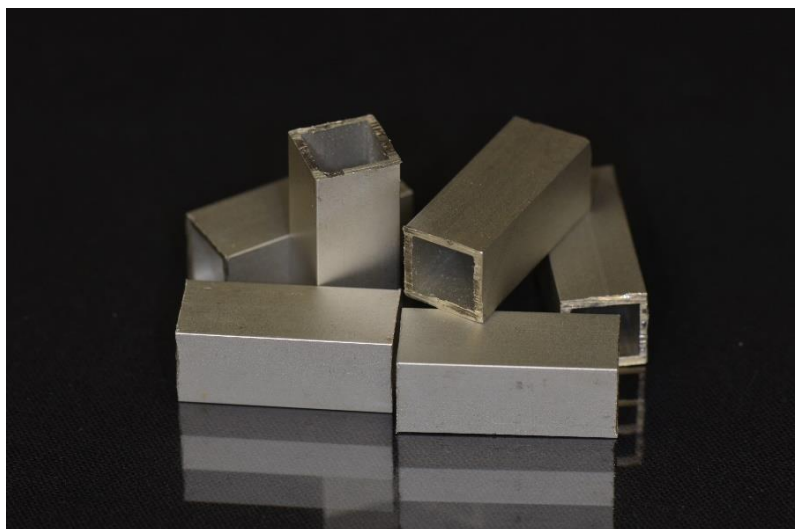


Abb. 2: Vorbereitete Aluminiumhülsen für die Aufnahme und Befestigung der Prüfkörper

Als zweite Komponente wurden 4 unterschiedlich präparierte Modellzähne (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß) genutzt. Der erste Modellzahn war unbeschiffen (Kontrollgruppe), der zweite war distal plan präpariert (Gruppen 2 bis 5), am dritten wurde eine OD-Kavität (Gruppe 6; Abb. 3) und am vierten eine MOD-Kavität (Gruppe 7; Abb. 4) präpariert.



Abb. 3: Modellzahn mit OD-Präparation



Abb. 4: Modellzahn mit MOD-Präparation

Die präparierten Modellzähne wurden dann jeweils in einer Aluminiumhülse mit Wachs befestigt. Dabei befanden sich die Zahnwurzeln innerhalb und die Kronen außerhalb der Hülse (Abb. 5).

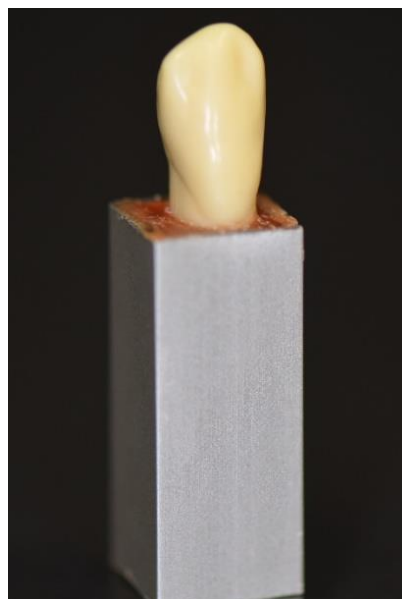


Abb. 5: Vormodell fertig für die Herstellung einer Negativform

Herstellung der Negativformen

Von den hergestellten Vormodellen wurden nun Negativformen angefertigt. Dazu wurden die Vormodelle in eine Metallrundform mit einem speziellen Silikon (Adisil blau 9:1, SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar) getaucht. Nach dem Abbinden des Dubliersilikons entfernte man die Vormodelle und erhielt damit die erforderliche Dublierform (Negativform; Abb. 6).



Abb. 6: Hergestellte Dublierform nach Entfernen des Vormodells

Herstellung der Prüfzähne

Im weiteren Verfahren wurden Prüfkörper mittels der Dublierform angefertigt. Dazu wurde eine der bereits oben erwähnten Aluminiumhülsen in die Dublierform eingebracht und mittels Spritze mit dem fließfähigen dualhärtenden Kunststoff (Grandio Core Dual Cure, Voco GmbH, Cuxhaven) ausgegossen und ausgehärtet. Auf diese Art ließen sich die benötigten 10 identischen Prüfkörper für jede Prüfreihe herstellen.

Herstellung der Zirkoniumdioxid-Attachments

Die Zirkoniumdioxid-Attachments für die Prüfreihe 1 bis 5 wurden aus isostatisch gepressten Keramikblöcken (AM 40/25 Premium Zirkonoxid, LOT 1803182, Größe 40/25mm, DEGOS Dental GmbH, Regenstauf) mittels einer Diamantsäge (EXAKT 300, EXAKT Advanced Technologies GmbH, Norderstedt) gefräst und an einer Schleif- und Poliermaschine (Tegra-Pol 31, Struers GmbH, Willich) zugerichtet

(Abb.7). Nach dem anschließenden Sintervorgang (Everest Therm, KaVo Dental GmbH) wiesen sie eine fertige Größe von 2,5 mm x 2,5 mm x 10mm auf (Abb.8). Die Länge von 10 mm war beim Befestigungsvorgang hilfreich, wenngleich der effektive Hebelarm für die Belastungsversuche nicht mehr als 4 mm betrug (vgl. Abb. 13).



Abb. 7: Zugeschnittene Stäbchen als Attachments, vor dem Sintern



Abb. 8: Attachments nach dem Sintern, mit dem Ausmaß 2,5x 2,5x10mm

Die Attachments für die Prüfreihe 6 und 7 bestanden aus einem Hebelarm und einem retentiven Anteil für die präparierte Kavität, welche zunächst auf den Vormodellen in Kunststoff modelliert (Abb. 9) und anschließend in einer Kopierfräse (Ceramill Multi-X, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim) ebenfalls aus Zirkoniumdioxid-Blöcken (Abb.10) gefräst wurden. Unter Einhaltung des Sinterfaktors lagen nach dem Sinterprozess passgenaue Attachments für die Prüfkörper vor (Abb. 11).

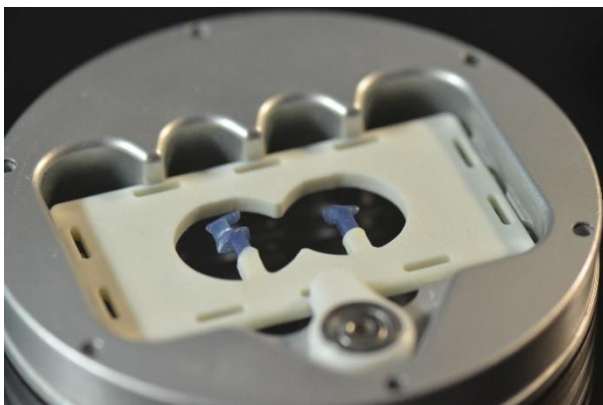


Abb. 9: Für das Kopierfräsen eingespannte Modellationen aus Kunststoff



Abb. 10: Eingespannter ZrO₂-Block für die Fräsung der OD- und MOD-Attachments



Abb.11: Einprobe eines fertiggestellten MOD-Attachments

Adhäsive Befestigung

Die adhäsive Befestigung erfolgte mit Panavia (Panavia F 2.0, Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main). Die Klebeflächen der Attachments wurden korundgestrahlt, silikatisiert und silanisiert (Rocatec Pre, Rocatec Plus, Espe Sil, 3M Deutschland GmbH, Neuss). Beim Befestigungsvorgang versuchte man die Attachments 90° zur Zahnachse anzubringen (Abb.12)

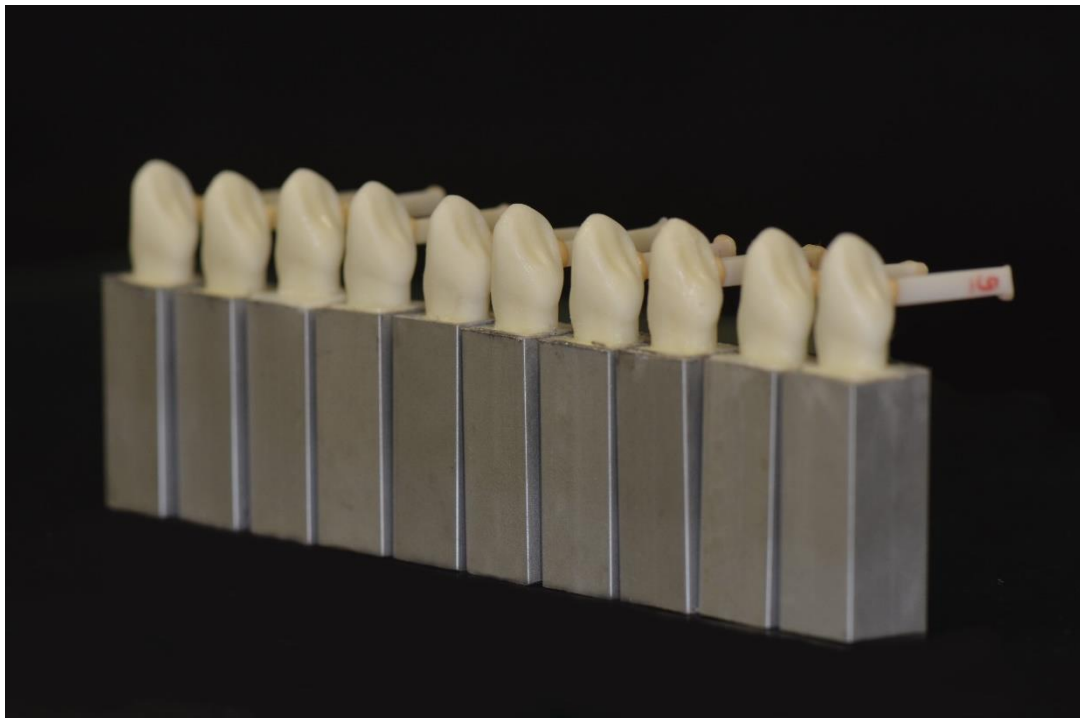


Abb.12: Fertige Prüfkörper mit adhäsiv befestigten Attachments

Wasserlagerung der Prüfreihe 3

Nach der adhäsiven Befestigung wurden die Prüfkörper aus der Prüfreihe 3-*Alterung-2mm* für 120 Tage in destilliertem Wasser zwischengelagert (Abb.13).

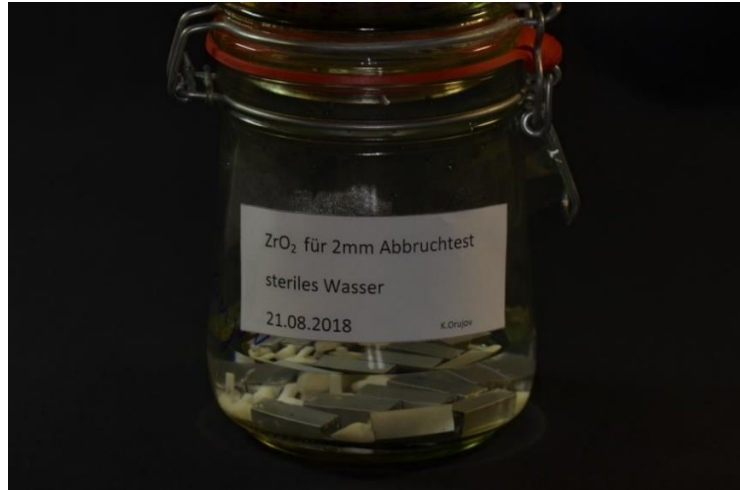


Abb. 13: Wasserlagerung der Prüfkörper aus Prüfreihe 3

Bruchversuche

Durch die Aluminiumhülle der Prüfkörper konnten diese lagestabil in die Universalprüfmaschine (Z020, ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) eingesetzt und fixiert werden. Anschließend erfolgte die Justierung des Kraftgebers auf den jeweiligen Belastungspunkt auf dem Zirkoniumdioxid-Attachment (Abb.14). Bei einer lagegeregelten Prüfgeschwindigkeit von 10mm/min wurden die Prüfkörper bis zum Versagen belastet.

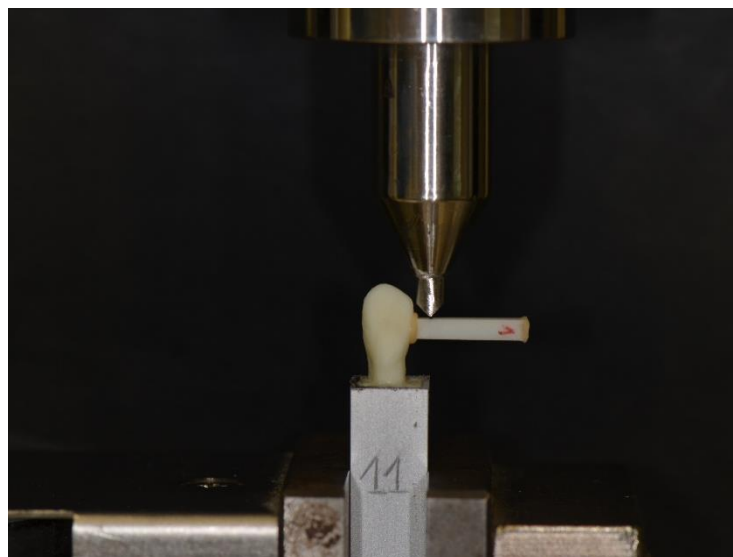


Abb.14: Eingespannter Prüfkörper während des Belastungstestes

3.2 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels Shapiro-Wilk-Test zur Darlegung der Normalverteilung der Messwerte in den 7 Gruppen. Mittels einfaktorieller ANOVA und Games-Howell post hoc Test wurden die Unterschiede zwischen den einzelnen Prüfreihen ermittelt.

4 Ergebnisse

4.1 Darstellung der Prüfungsergebnisse

Für jede der 7 Untersuchungsgruppen waren 10 Proben gefertigt, die analog zu den Bruchtests in der Prüfmaschine fortlaufend von 1 bis 70 nummeriert wurden. Die Ziffern unterhalb der einzelnen Säulen weisen darauf hin und ermöglichen die schnelle Zuordnung jeder einzelnen Probe. Es kam in keiner der Prüfreihe zur Fraktur des Zirkoniumdioxid-Attachments. Im Folgenden sind die Einzelergebnisse der Proben der 7 Gruppen (a bis g) dargestellt. Um die Einzelwerte zu verdeutlichen, wurden die y-Achsen [N] variiert.

a) 1-Kontroll-2mm

In der Kontrollgruppe, d.h. ohne Präparation des Pfeilerzahnes und mit Belastung bei 2mm Hebelarm lag der Mittelwert der Bruchlast bei 59,08N (Standardabweichung 13,75; Abb. 15).

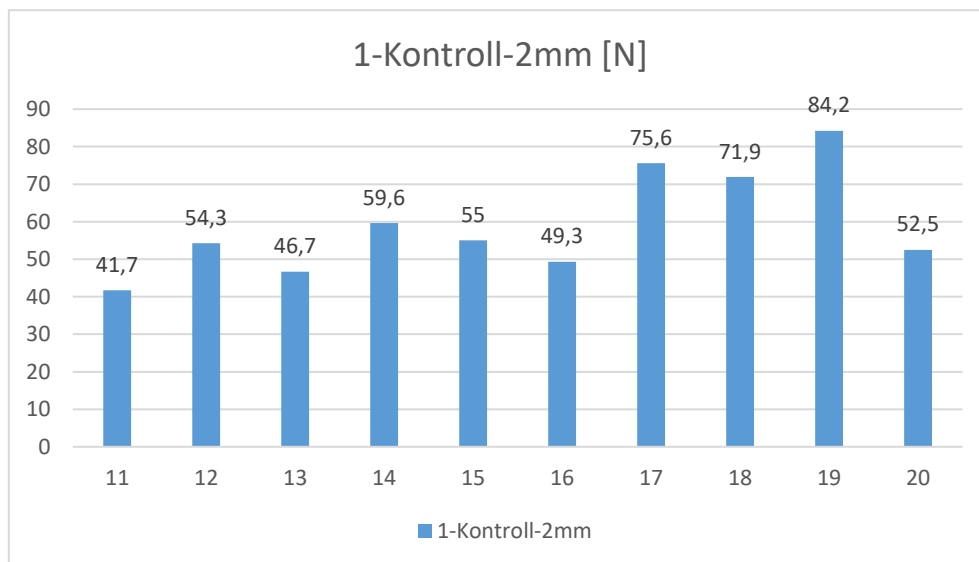


Abb.15: Ergebnisse der Kontrollgruppe in N - ohne Präparation des Prüfzahnes

b) 2-plan-2mm

Bei distal planer Präparation und 2mm Hebelarm lag der Mittelwert bei 73,75N (SA11,80; Abb. 16).

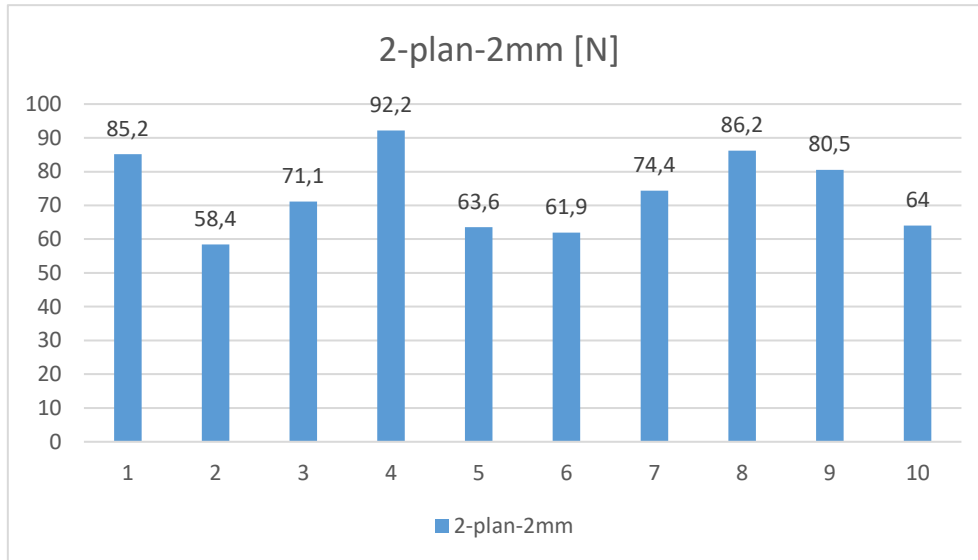


Abb. 16: Ergebnisse bei planer distaler Präparation und 2 mm Hebelabstand

c) 3-Alterung-2mm

Die Prüfkörper mit 120 Tagen in destilliertem Wasserlagerung wurden bei 2mm Hebelarm belastet und ergaben 42,55N (SA 9,41; Abb. 17).

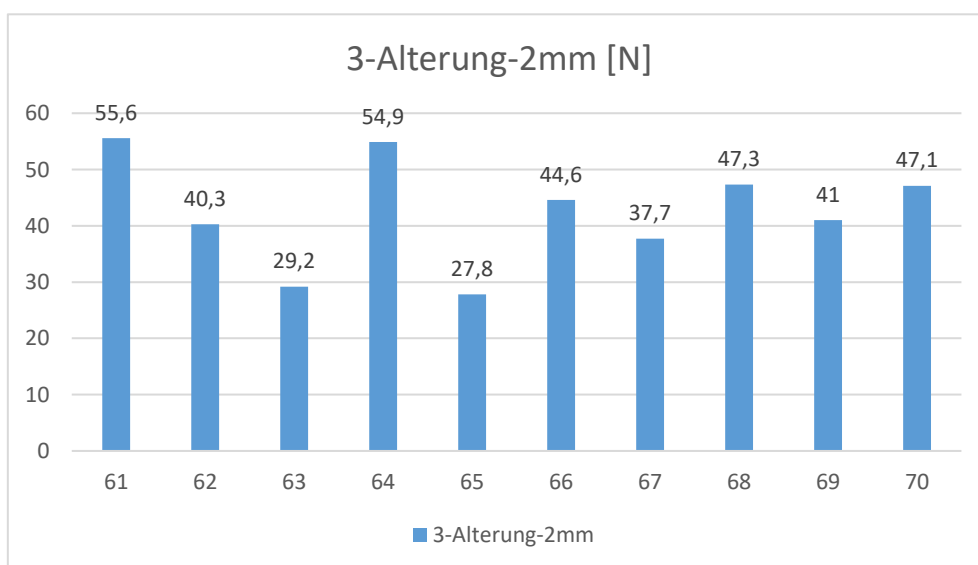


Abb. 17: Plane distale Präparation, 2 mm Hebelabstand und 120 d Wasserlagerung

Ergebnisse

d) 4-plan-3mm

Bei distal planer Präparation und 3mm Hebelarm lag der Mittelwert bei 49,16N (SA 10,03; Abb. 18).

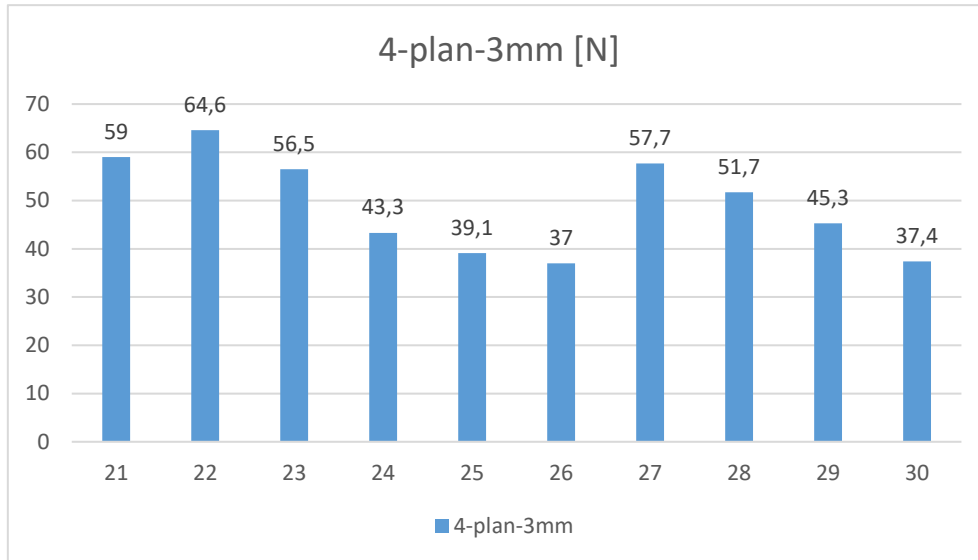


Abb. 18: Plane distale Präparation und 3 mm Hebelabstand

e) 5-plan-4mm

Bei distal planer Präparation und 4mm Hebelarm lag der Mittelwert bei 33,60N (SA 6,98; Abb. 19).

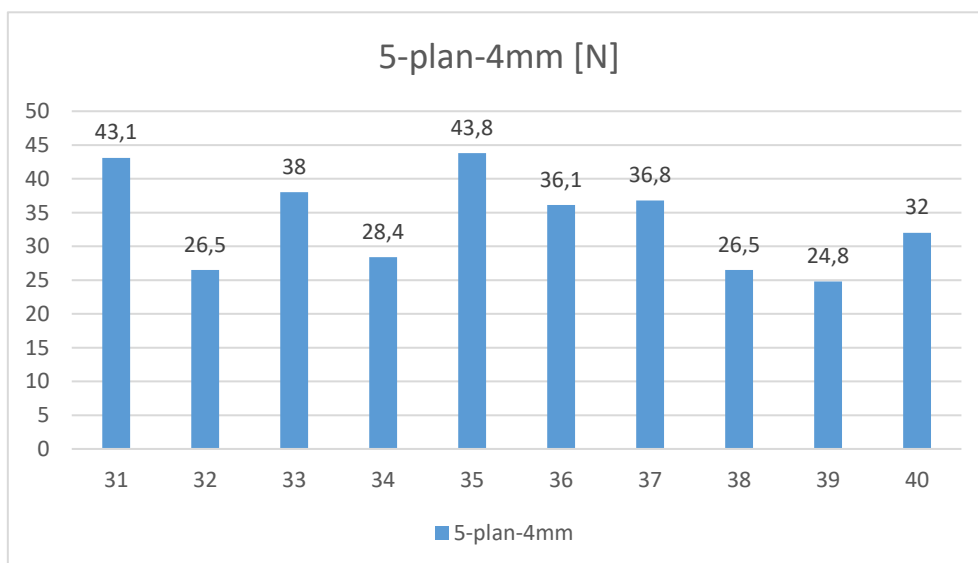


Abb. 19: Plane distale Präparation und 4 mm Hebelabstand

f) 6-OD-2mm

In der Prüfreihe mit der OD-Präparation wurde bei einem Hebelweg von 2mm belastet. Es kam bei 91,89N (SA 36,12) zum Bruch (Abb. 20).

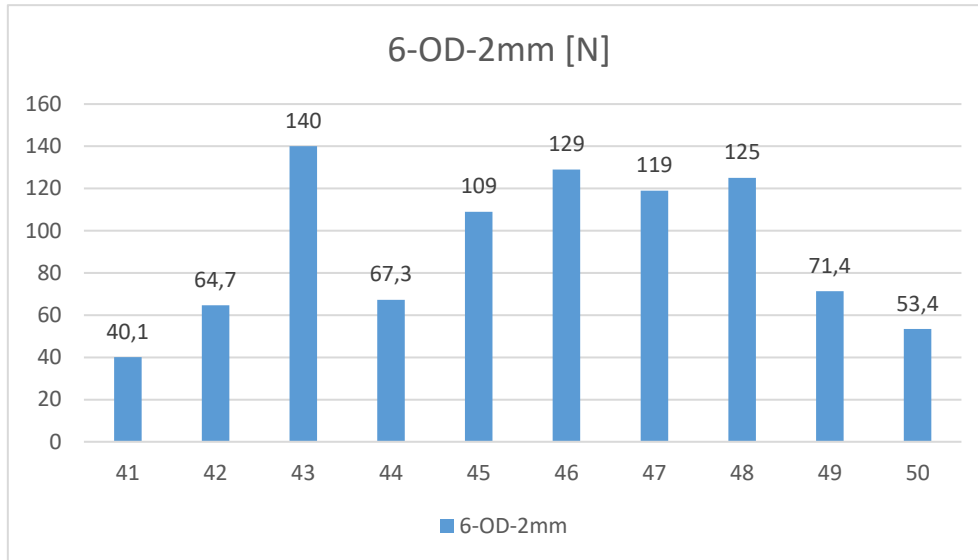


Abb. 20: OD-Präparation und gefrästes Attachment bei 2 mm Hebelabstand

g) 7-MOD-2mm

Die Prüfreihe mit der MOD-Präparation wurde ebenfalls bei einem Hebelweg von 2mm belastet und ergab eine Bruchlast von 209,10N (SA 45,63; Abb. 21).

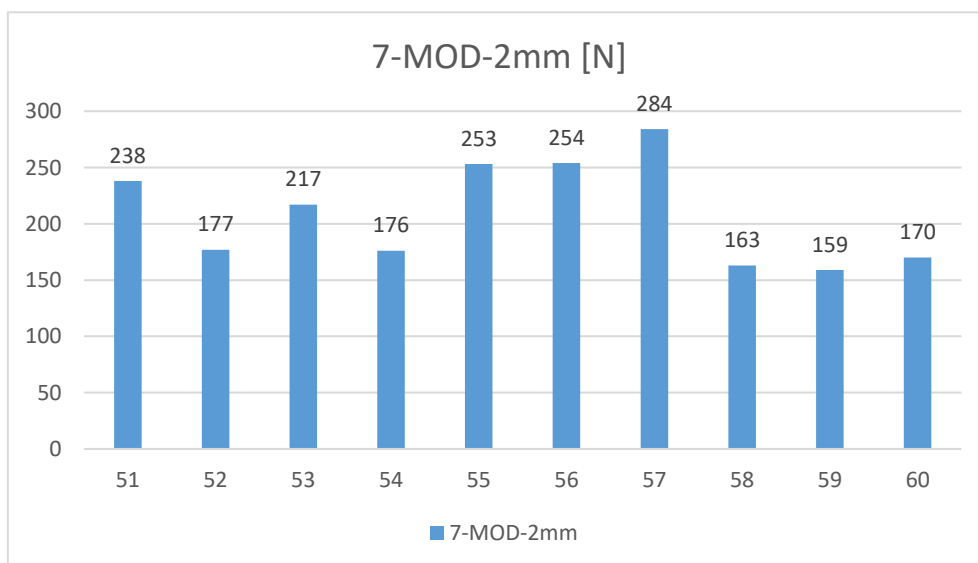


Abb. 21: MOD-Präparation und gefrästes Attachment bei 2 mm Hebelabstand

Ergebnisse

Die errechneten Mittelwerte mit Standardabweichung der 7 Untersuchungsgruppen sind in Abb. 22 dargestellt.

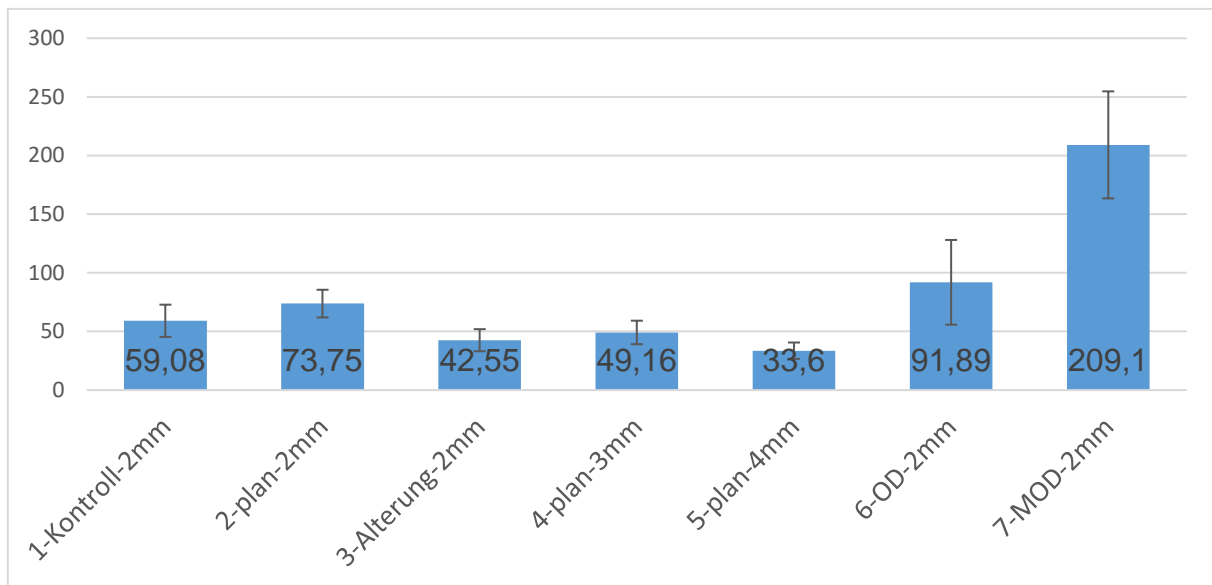


Abb. 22: Graphische Darstellung der Bruchlast-Mittelwerte der 7 Prüfreiheiten in N

4.2 Statistische Analyse

Zunächst erfolgte die Überprüfung der Normalverteilung der Probenwerte der 7 Gruppen mittels Shapiro-Wilk-Test (Tab.2).

Tab. 2: Shapiro-Wilk-Test der Prüfreihen	
Abkürzung	p
1-Kontroll-2mm	0,381
2-plan-2mm	0,463
3-Alterung-2mm	0,607
4-plan-3mm	0,330
5-plan-4mm	0,319
6-OD-2mm	0,235
7-MOD-2mm	0,142

Zur deskriptiven Beschreibung der Bruchlasten wurden Mittelwerte und Standardabweichungen der 7 Gruppen ermittelt (Tab. 3).

Tab. 3: Bruchlasten der jeweiligen Prüfreihen		
Prüfreihe	Mittelwerte der Bruchlasten in N	Standardabweichung
1-Kontroll-2mm	59,08	13,75
2-plan-2mm	73,75	11,80
3-Alterung-2mm	42,55	9,41
4-plan-3mm	49,16	10,03
5-plan-4mm	33,60	6,98
6-OD-2mm	91,89	36,12
7-MOD-2mm	209,10	45,63

Da die Standardabweichungen der Prüfreiheiten sich von 6,98N bis hin zu 45,63N erstrecken, ist die Varianzhomogenität, welche eine Voraussetzung für die Varianzanalyse darstellt, unzureichend. Aufgrund der gleichen Stichprobengröße konnte dennoch eine einfaktorielle ANOVA durchgeführt werden, welche einen signifikanten Unterschied mit $p < 0,001$ innerhalb der Prüfreiheiten erkannt hat. Der Games-Howell post hoc Test, welcher bei Varianzungleichheit angewandt wird, lieferte dabei die Unterschiede zwischen den einzelnen Prüfreiheiten. Die statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen sind fett gekennzeichnet (Tab. 4).

Tab. 4: Statistischer Vergleich mittels Games-Howell Test							
Abkürzung	1-Kontroll- 2mm	2-plan- 2mm	3-Alterung- 2mm	4-plan- 3mm	5-plan- 4mm	6-OD- 2mm	7-MOD- 2mm
1-Kontroll-2mm	-	0,197	0,075	0,540	0,002	0,186	0,001
2-plan-2mm	-	-	0,001	0,002	0,001	0,753	0,001
3-Alterung-2mm	-	-	-	0,730	0,252	0,021	0,001
4-plan-3mm	-	-	-	-	0,013	0,049	0,001
5-plan-4mm	-	-	-	-	-	0,007	0,001
6-OD-2mm	-	-	-	-	-	-	0,001
7-MOD-2mm	-	-	-	-	-	-	-

5 Diskussion

5.1 Kritische Betrachtung der Ergebnisse

Die Anfertigung von abnehmbaren Zahnersatz erfordert genaue Überlegungen hinsichtlich der Art der Verbindung zwischen Prothesensattel und Restzähnen sowie der zu verwendenden Materialien. Hochwertige Verbindungselemente wie z.B. Teleskopkronen unter Verwendung von Edelmetallen haben hervorragende mechanische Eigenschaften. Da dies jedoch mit Zahnpräparation verbunden ist, wird von den Patienten in zunehmendem Maße der Wunsch nach weniger invasiven Methoden geäußert. Dabei gewinnt auch die zahnfarbene Keramik als Materialvariante immer mehr an Bedeutung.

Für den Herstellungsprozess haben intraorales Scannen und CAD/CAM-Fertigung weite Verbreitung gefunden. So können selbst grazile prothetische Verbindungselemente aus Zirkoniumdioxid-Keramik gefräst werden, die man mit moderner Adhäsivtechnik am natürlichen Zahn befestigen kann.

Ziel der vorliegenden Studie war es, ein prothetisches Verbindungselement aus Zirkoniumdioxid-Keramik adhäsiv am Zahn zu befestigen und grundlegende Parameter der Haftkraft zu evaluieren. Dabei sollten die Stabilität verschiedener Präparationsformen des Ankerzahnes sowie verschieden große Hebelabstände untersucht werden.

Die Präparationen von Modell-Eckzähnen dienten als Grundlage dafür, jeweils 10 Prüfzähne für die Untersuchungsgruppen zu schaffen. Gruppe 1 diente als Kontrollgruppe und war ohne Präparation. In den Gruppen 2 bis 5 erfolgte die Modellzahn-Präparationen als planer lateraler Anschliff. Mit diesem Design wurde in Gruppe 2 mit einem Hebelabstand von 2 mm belastet. Die Gruppe 3 unterschied sich davon nur durch eine 120-tägige Wasserlagerung. In Gruppe 4 wurde bei 3 mm Hebellänge belastet und in Gruppe 5 bei 4 mm Hebellänge. In Gruppe 6 erfolgte eine OD-Präparation des Ankerzahnes und in Gruppe 7 eine MOD-Präparation. In diesen beiden Gruppen erfolgte die Belastung bei einer Hebellänge von 2 mm.

Die Attachments für die Prüfreihe 1 bis 5 waren aus Keramikblöcken gefräste Stäbchen, die nach dem Sintervorgang Maße von 2,5 mm x 2,5 mm x 10mm aufwiesen. Die Attachments für die Prüfreihe 6 und 7 wurden zunächst auf den präparierten Modellzähnen in Kunststoff modelliert und anschließend in einer Kopierfräse unter Verwendung eines Vergrößerungsfaktors von 20% aus Zirkoniumdioxid-

Blöcken gefräst und gesintert. Nach Vorbehandlung befestigte man die Attachments mit Adhäsivmaterial an den Prü fzähnen, bevor sie in einer Universalprüfmaschine den Belastungstests unterzogen und bis zum Versagen belastet wurden. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Shapiro-Wilk-Test, ANOVA und Games-Howell Test bei einem Alphaniveau von 0,05.

In der Kontrollgruppe, die ohne Präparation des Ankerzahnes war, erfolgte die Belastung bei 2mm Hebelarm, und es lag ein Bruchlast-Mittelwert von 59,08N vor. In den Gruppen 2 bis 5 erfolgte die Modellzahn-Präparationen als planer lateraler Anschliff. Mit diesem Design wurde in Gruppe 2 mit einem Hebelabstand von 2 mm belastet und ein Wert von 73,75N gemessen. Die Gruppe 3 unterschied sich davon nur durch eine 120-tägige Wasserlagerung und ergab 42,55N, was signifikant geringer war ($p=0,001$). In Gruppe 4 wurde bei 3 mm Hebellänge belastet und der erhaltene Mittelwert lag bei 49,16N, was eine deutliche Verringerung gegenüber Gruppe 2 war ($p=0,002$). In Gruppe 5 bei 4 mm Hebellänge betrug der Wert 33,60N und war damit signifikant niedriger als bei 3 mm Hebellänge ($p=0,013$)

In Gruppe 6 erfolgten OD-Präparation des Ankerzahnes und Dublierfräsung des Attachments zur adhäsiven Befestigung. Bei einem Hebelweg von 2mm erreichte man einen Bruchwert von 91,89N, der etwas höher war als Gruppe 2 mit lateralem Anschliff und 2mm Hebelweg ($p=0,753$). Die Gruppe 7 mit MOD-Präparation und einer Hebellänge von 2 mm erreichte 209,10N, was sich im Vergleich mit den sechs anderen Gruppen als signifikant höher erwies ($p=0,001$).

Die Nullhypothese, welche aussagt, dass Einflussfaktoren wie die Zahnpräparation, Länge des Hebelarmes und Alterungsprozesse die Klebefestigkeit zwischen Zahn und Zirkoniumdioxid nicht beeinflussen, kann durch die vorliegenden Ergebnisse und Auswertungen dieser Studie verworfen werden.

Bei der Betrachtung der Bruchlastenmittelwerte wird ersichtlich, dass durch eine einfache approximale Planierung des Zahnes mit 73,75 N eine höhere Bruchlast erreicht wurde als beim Kontrollzahn mit 59,08 N, wenngleich hier mit $p=0,197$ kein statistisch signifikanter Unterschied feststellbar war. Mit der invasiveren Präparation im Sinne einer OD-Kavität kann eine höhere erforderliche Bruchlast erzielt werden (91,89 N), welche sich mit $p=0,186$ zum Kontrollzahn und $p=0,753$ zur approximalen Planierung jedoch ebenfalls nicht als signifikant erwies. Bei der Schaffung einer MOD-Kavität wurde der Wert von 209,10 N erreicht, was dagegen mit einem $p=0,001$ im Vergleich mit allen anderen sechs Gruppen eine signifikant erhöhte Haftkraft

widerspiegelt. Daraus lässt sich schließen, dass ein minimal-invasives Präparations-Design in Form einer Anchrägung oder aber auch eine OD-Kavität im direkten Vergleich zu einer MOD-Kavität eine geringere Verbundfläche schafft, was wohl für die Verwendung als Verbindungselement zum Abstützen einer Teilprothese nicht ausreichend ist.

Die Vergrößerung des Hebelarms um einen Millimeter, wie in Gruppe 4 gegenüber Gruppe 2 erfolgt, mindert die Bruchlast mit 49,16 N zu 73,75 N (Gruppe 2) und $p=0,002$ signifikant. Die geringste Bruchlast der Studie, 33,60 N, ermittelte man in Gruppe 5 bei einem Hebelarm von 4mm, was in etwa den Abmessungen einer Standard-Roach-Kugel entspricht.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Zähne ohne Simulation des Parodontiums belastet. Die Belastung erfolgte direkt auf dem Attachment. Dabei wurden eventuelle Verformungen der Prothese und die Resilienzen zwischen Attachment-Patrize und der Matrize im Prothesenteil nicht nachgestellt. Die angewandte „starre Lagerung“ mag für die vorliegenden Bruchlastwerte mitverantwortlich sein, die eine klinische Anwendung in Frage stellen. Aus biomechanischer Sicht bietet sich jedoch alternativ das Prinzip der resilienten Lagerung der Prothese am Verbindungselement an. Auf diese Art lassen sich vertikal wirkende Kaukräfte vom Zahn auf die Schleimhaut umleiten und die Klebeverbindung wird weniger belastet, da das Attachment mehr in der Funktion eines Führungselementes wirksam wird. Dies kann jedoch zu einer okklusalen Interferenz führen, indem die Okklusionsebene unterbrochen wird. Durch die höheren Druckkräfte auf die Schleimhaut und damit auf den Alveolarknochen ist auch von einer verstärkten Resorption des Kieferkammes auszugehen (Schwenzer et al. 2019), was zur Verschlechterung des Prothesenlagers und damit zum Verlust einer guten Lagestabilität der Prothese führen kann. In der Klinik ist deshalb bei derartigen Konstruktionen eine engere Überwachung indiziert, da zur Kompensation eintretender Strukturänderung eine Prothesenunterfütterung häufiger erforderlich wird.

Zusätzlich ist zu beachten, dass der Prüfkörper-Hebelarm der Keramik-Attachments als einfacher Balken gestaltet war, welcher in den Versuchen nur vertikal belastet wurde. Dies entspricht somit nicht der Form und Funktion eines prothetischen Geschiebes, welches klinisch auch Belastungsmomente durch Zug- und Schubkräfte

erfährt (Gernet et al. 2011), sich aber auch mit größerer Anlagerungsfläche gestalten lässt.

Aus den Ergebnissen der Studie geht des Weiteren hervor, dass durch Wasserlagerung für 180 Tage die Bruchlast sich signifikant verringert hat: mit Wasserlagerung sank sie auf 42,55 N gegenüber 73,75 N ohne Wasserlagerung (Gruppe 3 vs. Gruppe 2; $p=0,001$). Dabei ist zu beachten, dass noch viele weitere negativ wirkende Einflussfaktoren in der Mundhöhle vorliegen und daher eine reine Wasserlagerung nur die einfachste Möglichkeit der Alterungssimulation darstellt. Dennoch wird sie von verschiedenen Autoren als Grund für die Hydrolyse der Verbundfläche eines Methacrylat-Adhäsivs angesehen (Chen et al. 2017, Takamizawa et al. 2015). Es erscheint daher sinnvoll, fortführende Studien mit weiteren Alterungssimulationen der Prüfkörper durchzuführen, um mehr Erkenntnisse für die klinische Anwendbarkeit zu gewinnen.

Im Herstellungsverfahren der Keramik-Attachments wurden diese mittels Kopierfräse angefertigt. Hierbei ist zu beachten, dass die Anwendung der Kopierfräse einen gewissen Lernprozess erfordert. Es war demnach notwendig, sich in dieses Verfahren einzuarbeiten und solange zu üben, bis eine adäquate Passgenauigkeit erreicht werden konnte. Durch die Fortschritte in der CAD-CAM Technologie werden sich wohl in Zukunft insgesamt bessere Ergebnisse erzielen lassen (Boitelle et al. 2014), wodurch auch die Probenzahl ohne größeren Aufwand erhöht werden könnte.

Im Versuchsaufbau wurden die genormten Prüfkörper-Zähne aus dem dualhärtenden Komposite GrandioCore hergestellt, an denen die Attachments adhäsiv befestigt wurden. An einer Vielzahl der Prü fzähne fanden sich Adhäsiv-Rückstände (Abb. 23), welche Rückschlüsse auf ein Versagen der Verbundfläche zwischen Adhäsiv und Keramik ziehen lassen. In Anbetracht der Tatsache, dass eine adhäsive Befestigung am Schmelz höhere Haftkräfte erzielt als die Verbundfläche zwischen Adhäsiv und Zirkoniumdioxid-Keramik, ist dieser Versuchsaufbau als legitim zu betrachten (Blatz et al. 2004, Bottino et al. 2005, Lüthy et al. 2006, Naumova et al. 2016). Um jedoch eine Fraktur der Verbundfläche zwischen Komposite-Zahn und Adhäsiv mit Sicherheit auszuschließen, wäre eine detaillierte Frakturanalyse erforderlich.



Abb.23: Adhäsiv-Rückstände an der OD-Kavität des Prüfkörpers Nr. 48

Für die adhäsive Befestigung von Restaurationen haben sich auf Methacrylat basierende Adhäsive bewährt (Ikeda et al. 2020). In der Literatur erzielen Primer und Adhäsive, die zusätzlich Phosphat-Monomere (MDP) beinhalten, höhere Haftkräfte (Serichetaphongse et al. 2021, Özcan et al. 2015, Lin et al. 2010). Das in der Studie verwendete Adhäsiv Panavia F2.0 enthält ebenfalls MDP, sieht jedoch keine zusätzliche Nutzung eines MDP-Primers vor. Um die Frage zu untersuchen, ob die Bruchlast erhöht und damit die Stabilität der Attachments durch Modifikation der Adhäsiv-Materialien verbessert werden könnte, wäre eine Erweiterung der Studie mit unterschiedlichen Vorbehandlungen der Klebeflächen (Yang et al. 2010) und der Nutzung unterschiedlicher Adhäsivsysteme von großem klinischen Interesse.

Es ist schließlich anzufügen, dass die Bruchversuche der Studie auf eine statische Überbelastung abzielten, welche aber aus klinischer Sicht weniger häufig der Grund für das Versagen von Restaurationen ist. Es wäre daher ebenfalls nötig, Belastungstests einzubeziehen, welche das Erschöpfungsphänomen von Restaurationen wiedergeben (Kelly et al. 2012, Mirmohammadi et al. 2010).

Wie die Studie folgern lässt, erfordern Keramik Attachments offensichtlich besondere Präparations-Richtlinien für die klinische Anwendbarkeit. Mit diesen Erkenntnissen und mit dem Wissen um die modernen Verarbeitungsmöglichkeiten der Keramik mittels

CAD/CAM Technologie sind die wesentlichen Voraussetzungen geschaffen, dass sich Keramik-Attachments für Teilprothesen als Alternative zu den Verbindungselementen aus Metall etablieren (Blatz et al. 2018, Jagodin et al. 2019).

5.2 Schlussfolgerung

Aufgrund der vorteilhaften Materialeigenschaften der Zirkoniumdioxid-Keramiken wie Festigkeit, Biokompatibilität und Ästhetik sind Erweiterungen ihres Indikationsgebietes von großem Interesse. Basierend auf der vorliegende in-vitro-Studie konnte aufgezeigt werden, dass adhäsiv zu befestigende Attachments aus Zirkoniumdioxid-Keramik eine Perspektive bei der prothetischen Versorgung von Freundsituationen mittels abnehmbarer Prothesen darstellen. Die bestehenden Herausforderungen sind die Schaffung einer ausreichenden Klebefläche sowie die Optimierung der Haftkraft des Adhäsivs. Als biomechanische Alternative zur starren Abstützung ist jedoch zunächst auf das Prinzip der resilienten Lagerung des Prothesenkörpers zurückzugreifen, das die einwirkenden Kaukräfte überwiegend auf das tragende Prothesenlager überträgt.

6 Literaturverzeichnis

1. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 95:430-436
2. Attia A, Lehmann F, Kern M (2011) Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater* 27:207-213
3. Besimo C, Gächter M, Jahn M, Hassell T (1997) Clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures and extracoronal attachments for removable prostheses. *J Prosthet Dent* 78:465-471
4. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J (2018) The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res* 97:132-139
5. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B (2004) In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 91:356-362
6. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O (2014) A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 41:853-874
7. Bottino MA, Snellaert A, Bergoli CD, Özcan M, Bottino MC, Valandro LF (2015) Effect of ceramic etching protocols on resin bond strength to a feldspar ceramic. *Oper Dent* 40:40-46
8. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L (2005) Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 18:60-65
9. Budtz-Jørgensen E, Bochet G, Grundman M, Borgis S (2000) Aesthetic considerations for the treatment of partially edentulous patients with removable dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 12:765-772
10. Chen C, Chen Y, Lu Z, Qian M, Xie H, Tay FR (2017) The effects of water on degradation of the zirconia-resin bond. *J Dent* 64:23-29
11. Creugers NH, de Baat C (2009) Removable partial dentures. Oral functions and types. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 116:587-590
12. Eichner K, Heinrich FK (2005) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung* Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. 8. Auflage, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart

13. Gente M, Willamowski M (2018) Zahnärztliche Werkstoffkunde. 1. Auflage, Spitta GmbH, Balingen
14. Gernet et al. (2011) Zahnärztliche Prothetik. 4. Auflage, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart
15. Hohenschurz JM (2021) Biologische, technische und ästhetische Kriterien bei Teleskopkronen aus Metall-Legierungen und Zirkoniumdioxidkeramik - eine vergleichende Untersuchung. Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes, Homburg, eingereicht
16. Ikeda H, Karntiang P, Nagamatsu Y, Shimizu H (2020) Data on bond strength of methyl methacrylate-based resin cement to dental restorative materials. Data Brief 33:106426
17. Jagodin S, Sasse M, Freitag-Wolf S, Kern M (2019) Influence of attachment design and material on the retention of resin-bonded attachments. Clin Oral Investig 23:1217-1223
18. Jordan AR, Micheelis W (2016) Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln
19. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD (2012) The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. Dent Mater 28:41-51
20. Keltjens HM, Creugers NH (2003) Adhesive attachments for removable partial dentures. Ned Tijdschr Tandheelkd 110:261-264
21. Kim JJ (2019) Revisiting the Removable Partial Denture. Dent Clin North Am 63:263-278
22. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L (1997) Longevity of fixed partial dentures. J Prosthet Dent 78:127-131
23. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A (2010) Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. Int J Oral Sci 2:28-34
24. Lüthy H, Löffel O, Hämmerle CH (2006) Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater 22:195-200
25. Marcus SE, Drury T, Brown LJ, Zion GR (1996) Tooth retention and tooth loss in the permanent dentition of adults: United States 1988–1991. J Dent Res 75:684-695

26. Marinello CP, Meyenberg K, Schärer P (1991b) Resin-bonded prosthodontics. The incorporation of resin-bonded elements. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101:621-627
27. Marinello CP, Schärer P, Meyenberg K (1991a) Resin-bonded etched castings with extracoronal attachments for removable partial dentures. J Prosthet Dent 66:52-55
28. Mirmohammadi H, Aboushelib MNM, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ (2010) Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. Dent Mater 26:786-792
29. Naumova EA, Ernst S, Schaper K, Arnold WH, Piwowarczyk A (2016) Adhesion of different resin cements to enamel and dentin. Dent Mater 35:345-352
30. Orsi IA, Bezzon OL, Marchi S, Fernandes FH (2010) Use of resin-bonded extracoronal attachments with removable partial denture: case report. Gerodontology 27:315-318
31. Owall B, Jönsson L (1998) Precision attachment-retained removable partial dentures. Part 3. General practitioner results up to 2 years. Int J Prosthodont 11:574-579
32. Özcan M, Bernasconi M (2015) Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent 17:7-26
33. Schwenzer M, Ehrenfeld M (2019) Zahnärztliche Chirurgie. 5. Auflage, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart
34. Serichetaphongse P, Chitsutheesiri S, Chengprapakorn W (2021) Comparison of the shear bond strength of composite resins with zirconia and titanium using different resin cements. J Prosthodont Res, online ahead of print
35. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Scheidel DD, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M (2015) Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. J Dent 43:1416-1427
36. Yang B, Barloi A, Kern M (2010) Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. Dent Mater 26:44-50
37. Zitzmann NU, Rohner U, Weiger R, Krastl G (2009) When to choose which retention element to use for removable dental prostheses. Int J Prosthodont 22:161-167
38. 3M Deutschland GmbH (2001) Rocatec Verbundsystem, Wissenschaftliches Produkt Profil. <https://multimedia.3m.com/mws/media/187546O/rocatectm-technical-profile-german.pdf> (Stand 06.08.2021; 10:30Uhr)

7 Publikation und Posterpräsentationen

7.1 Publikation

Orujov K, Winter W, Karl M, Heckmann SM, Grobecker-Karl T (2020) Adhesive removable partial denture attachments made from zirconia ceramic: A finite element analysis and in vitro study. J Prosthet Dent, online ahead of print

7.2 Posterpräsentationen

Orujov K, Heckmann SM, Karl M: Adhäsivattachments aus Zirkondioxidkeramik - Pilotstudie zu Präparation und Belastung.

68. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V., Rostock, 17. bis 18. Mai 2019

Orujov K, Heckmann SM, Karl M: Adhäsivattachments aus Zirkondioxidkeramik - Pilotstudie zum Einfluss der Präparationsart am Ankerzahn.

Poster-Abstract-Anmeldung für die 69. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V., Hamburg, 5. bis 6. Juni 2020

8 Danksagung

Herrn Professor Dr. Matthias Karl, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, danke ich für die Möglichkeit, meine Doktorarbeit an seiner Klinik durchführen zu dürfen.

Bei Herrn Professor Dr. Dr. Siegfried Heckmann, möchte ich mich für seine wertvollen Ratschläge und die Unterstützung bedanken, die für das Gelingen der Arbeit so wertvoll waren.

Herrn Dr. Friedrich Gräf vom Institut für Angewandte Mathematik der Universität Erlangen-Nürnberg möchte ich für die statistische Auswertung der Ergebnisse danken.

Großer Dank geht an das Team der prothetischen Abteilung für die Bereitstellung der Materialien und technische Unterstützung.

9 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

RESEARCH AND EDUCATION

Adhesive removable partial denture attachments made from zirconia ceramic: A finite element analysis and in vitro study

Kamran Orujov, Cand med dent,^a Werner Winter, Dr-Ing,^b Matthias Karl, Dr med dent,^c Siegfried Heckmann, Dr med dent, Dr phil,^d and Tanja Grobecker-Karl, Dr med dent^e

Retaining removable partial dentures without compromising esthetics with metal clasps¹ requires extensive preparation of abutment teeth if telescopic crowns or any other type of precision attachment system are to be used.² Such restorations are technically complex, resulting in high dental laboratory costs, and their longevity has been reported to be lower than fixed or implant-supported restorations.^{3,4} Similar to fixed prostheses,⁵ secondary caries also constitutes a frequently occurring problem in such patients, often leading to the loss of abutment teeth.⁶⁻⁸

Extracoronary adhesive attachments⁹ made from metal alloys have been advocated.¹⁰⁻¹² However, sufficient bonding area, discoloration of abutment teeth, and space requirements in the vertical dimension are limitations which lead to unfavorable survival rates.^{13,14} Substantial advances in adhesive dentistry,¹⁵⁻¹⁷ positive experience with zirconia ceramic¹⁸⁻²¹ as a restorative material, and the current

ABSTRACT

Statement of problem. Whether adhesive zirconia ceramic removable partial denture attachments are feasible with current technology is unclear.

Purpose. The purpose of this finite element analysis and in vitro study was to evaluate the effect of the lever arm, tooth preparation, and aging on the loading of the tooth-zirconia attachment interface.

Material and methods. Three different finite element analysis (FEA) models allowing for the loading of an adhesive attachment either directly or through a removable partial denture were used. Two models represented a human tooth with 2 different types of attachments, while the third model also included a removable partial denture. For the evaluation of bond strength, a combination of shear and hydrostatic stress was used. In addition, composite resin teeth were fabricated, and zirconia bars were bonded to them with varying tooth preparations and lever arm lengths. In 1 group the influence of aging was analyzed. Fracture load was determined by using a universal testing machine. Statistical analysis was based on the Shapiro-Wilk normality test, ANOVA, and Games-Howell test ($\alpha=.05$).

Results. The maximum stress of 65 MPa occurring in the bonding area was reduced to 37 MPa by adding a retainer to the attachment. Loading of the denture resulted in a maximum stress of 9 MPa. Mean fracture loads ranged from 33.6 N to 209.1 N. Preparing a flat bonding surface showed a nonsignificant increase ($P=.197$), whereas aging led to a nonsignificant decrease in fracture load ($P=.075$). A lever arm extended by 2 mm significantly reduced fracture load ($P=.002$). The addition of an occlusal-distal (OD) cavity led to a nonsignificant increase ($P=.186$), which became significant when a mesial-occlusal-distal (MOD) preparation was applied ($P=.001$).

Conclusions. Adhesive zirconia attachments should use a MOD cavity and have a cross section of at least 2.5×2.5 mm. The attachment should not extend more than 3 mm. (J Prosthet Dent 2020;■:■-■)

status of intraoral scanning and computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM)^{22,23} might revive the minimally invasive concept of adhesive attachments as a cost-effective treatment option.²⁴ After tooth preparation and intraoral scanning, male

^aResearch Fellow, Department of Prosthodontics, Saarland University, Homburg, Saar, Germany.

^bProfessor Emeritus, Institute of Applied Mechanics, University of Erlangen-Nuremberg, Erlangen, Germany.

^cProfessor and Head, Department of Prosthodontics, Saarland University, Homburg, Saar, Germany.

^dProfessor, Department of Prosthodontics, Saarland University, Homburg, Saar, Germany.

^eAssistant Professor, Department of Prosthodontics, Saarland University, Homburg, Saar, Germany.

Clinical Implications

Adhesive attachments made from zirconia ceramic may be feasible if a minimum of 3 tooth surfaces can be used for retention. This approach may lead to more conservative tooth preparation than the conventional complete crown preparation.

attachments could be CAD-CAM fabricated from zirconia ceramic, while current resin materials might be used to generate the female attachment in the removable partial denture.

The purpose of this finite element analysis (FEA) and in vitro study was to evaluate basic parameters that may affect bond stability as a potentially limiting factor for a zirconia attachment. The null hypotheses tested were that the parameters tooth preparation, length of the lever arm, and aging would not affect loading of the tooth-zirconia attachment interface.

MATERIAL AND METHODS

Using a computer-aided design program (Pro/Engineer Wildfire 3.0 Student Edition; PTC Inc), 2 attachment models with 2 different types of adhesive attachments and an attachment tooth plus a removable partial denture model were generated. They were subsequently imported into an FEA program (Ansys Workbench 12.0; Ansys Inc) and meshed by using tetrahedron elements. As the strength of adhesive joints cannot be evaluated solely by considering von Mises equivalent stress, a comparative stress was chosen that combines shear stress and hydrostatic stress for displaying tension and compression in the bonding layer (Schlimmer M. Anstrengungshypothesen für Polymerwerkstoffe, Rheol Acta 1981; 20:542-7.; Diercks N. Validierung und ANSYS-Implementierung des Schlimmer-Mahnken Materialmodells zur Festigkeitsberechnung von Klebeverbindungen. Neubiberg: Universität der Bundeswehr München; 2009. p. 1-60.). Adaptive mesh refinement was implemented and aborted if deviations were lower than 3.5% compared with the previous simulation were reached. The models consisted of 25 378 elements and 40 729 nodes.

In a first step, the 2 attachment models that schematically represented a canine with a Roach spherical attachment (sphere diameter 2.5 mm; diameter of the base 3.9 mm; width of semicircular retainer 4.0 mm; thickness of adhesive layer 0.2 mm) were considered (Fig. 1). In both models, the teeth were apically fixed without modeling a root or periodontium. The material parameters applied are detailed in Table 1. They were loaded with a combination of a 100-N vertically intrusive force and a 50-N horizontal force acting in a distal direction.

In a second step, the configuration with the semicircular retainer was used to design the denture model, which represented a removable denture attached to the Roach sphere (Fig. 2). The canine was again fixed apically, and loading was simulated as a combination of a 200-N vertical load and a 50-N horizontal load in a distal direction, which could be exerted on the first premolar or first molar. The attachment system allowed for vertical movement and for rotation around the buccolingual axis. The canine and the denture body were modeled as stiff structures, modeling zirconia ceramic.

A typodont canine tooth (Modellzahn; KaVo Dental GmbH) served as the basis for the subsequent in vitro investigation. Duplicating silicone (Adisil blau 9:1; SILADENT Dr Böhme & Schöps GmbH) was used to generate a mold, which allowed the fabrication of standardized canine teeth from a dual-polymerizing composite resin (Grandio Core Dual Cure; VOCO GmbH).

Seven experimental groups with 10 specimens each were established as per Table 2. Simple rectangular bars made from presintered zirconia ceramic (AM 40/25 Premium Zirkonoxid; DEGOS Dental GmbH) were fabricated by using a diamond band saw (EXAKT 300; EXAKT Advanced Technologies GmbH) and a grinding and polishing machine (Tegra-Pol 31; Struers GmbH). After sintering (Everest Therm; KaVo Dental GmbH), the bars had a final size of 2.5×2.5×10 mm. These bars were used in all groups except for the occlusal-distal (OD) and mesial-occlusal-distal (MOD) groups (Fig. 3). For these groups, master teeth were prepared and duplicated as described previously, followed by waxing restorations consisting of a retentive element and a bar, which was then manually copy-milled (Ceramill Multi-X; Amann Girrbach GmbH) with the same zirconia material (Fig. 4). Before adhesive fixation (Panavia F 2.0; Kuraray Europe GmbH), the zirconia bars were silica/silane coated (Rocatec Pre; Rocatec Plus; Espe Sil; 3M Deutschland GmbH). Subsequently, static fracture tests⁹ were performed in a universal testing machine (Z020; ZwickRoell GmbH & Co KG), recording the maximum force applied (Fig. 5). Statistical analysis was based on the Shapiro-Wilk normality test, ANOVA, and Games-Howell test ($\alpha=.05$).

RESULTS

With the attachment models, maximum comparative stress in a range up to 70 MPa occurred in the bonding area when only the base was used to bond the Roach spherical attachment (Fig. 6A). The addition of the semicircular retainer led to a reduction in comparative stress up to 30 MPa on the flat bonding surface and nearly 37 MPa at the borders of the retainer (Fig. 6B).

With the denture model, force application in the molar area caused vertical displacement of the removable denture

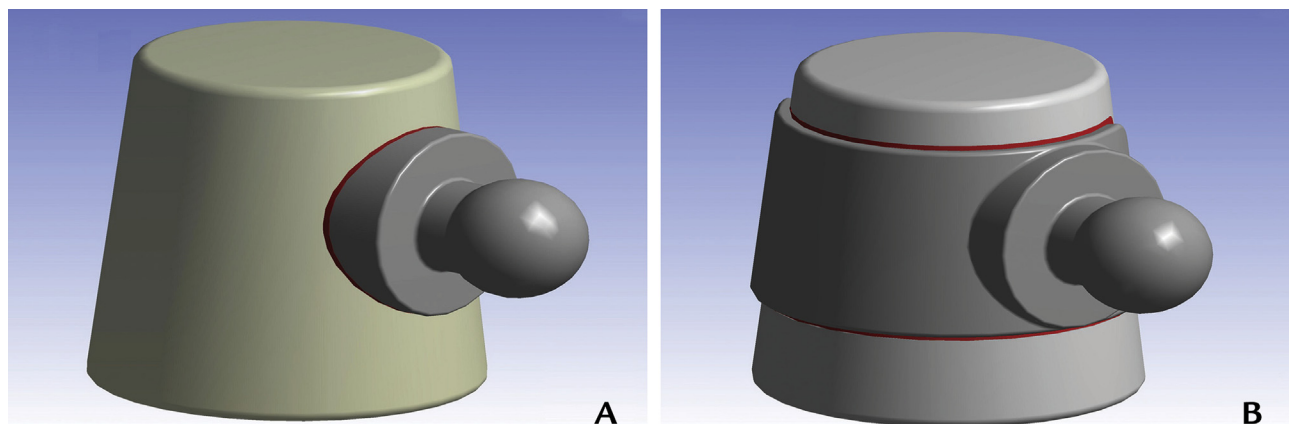


Figure 1. Schematic canine teeth with Roach spheres adhesively attached on distal surfaces. A, Bonding surface consisted of base of Roach sphere only. B, Semicircular retainer added.

Table 1. Material characteristics of components modeled

Component	Material	Elastic Modulus [MPa]	Poisson Ratio	Element Size [mm]
Tooth	Enamel	70 000	0.3	0.3
Restoration	Zirconia	210 000	0.3	–
Adhesive cement	Panavia F2.0	10 000	0.35	0.1
Roach ball	Ceramicor	136 000	0.35	0.2
Cortical bone	–	14 000	0.3	–
Trabecular bone	–	3000	0.3	–
Gingiva	–	10.25	0.45	–

nearby the attachment because of the simulated resilience of the gingiva. In the bonding area, maximum stress up to 9 MPa was observed (Fig. 7A). This was comparable with the stress situation resulting from loading in the premolar area (Fig. 7B), which also led to an intrusive movement of the denture in the proximity of the Roach sphere.

The mean fracture loads ranged from 33.6 N for Group 4 mm to 209.1 N for Group MOD (Table 3). In no instance did the zirconia ceramic fracture – the failure always occurred at the zirconia-resin interface. Based on the Shapiro-Wilk normality test, the measurement values could be assumed to be normally distributed (Table 4). Because of the variation in standard deviations ranging from 6.98 N to 45.63 N, the assumption of homogeneity of variances, a prerequisite for ANOVA, was violated. As ANOVA is robust against such violation if the sample size is constant, 1-way ANOVA was nevertheless performed, indicating significant differences among groups ($P < .001$). Table 5 gives the results for the comparisons among the different experimental groups.

The preparation of a flat bonding surface did not significantly increase fracture load (Group 2 mm compared with Group 2 mm control; $P = .197$), whereas water storage led to a significant decrease in fracture

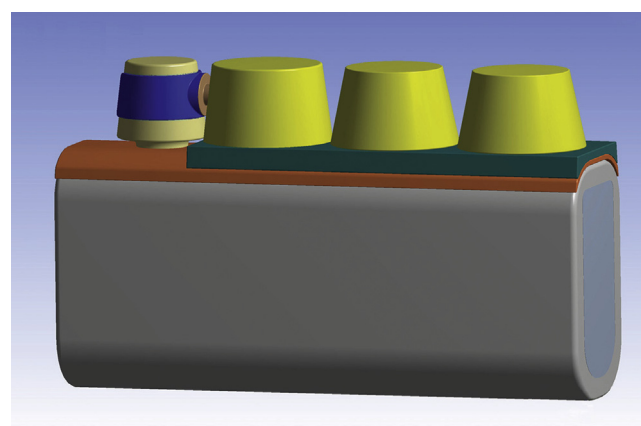


Figure 2. Denture model configuration comprising canine tooth with adhesively bonded Roach sphere and removable denture.

Table 2. Characteristics of experimental groups established for in vitro study (n=10)

Abbreviation	Preparation	Lever Arm [mm]	Aging
2 mm Control	No	2	No
2 mm	Flat	2	No
2 mm Aging	Flat	2	180 d water storage ²⁷
3 mm	Flat	3	No
4 mm	Flat	4	No
OD	Occlusal-distal (OD)	2	No
MOD	Mesial-occlusal-distal (MOD)	2	No

load (Group 2 mm compared with Group 2 mm aging; $P = .001$). Increasing the lever arm by 1 mm led to a significant reduction in fracture load (Group 2 mm compared with Group 3 mm; $P = .002$ and Group 3 mm compared with Group 4 mm; $P = .013$) as did increasing the lever arm by 2 mm (Group 2 mm compared with Group 4 mm; $P = .001$). The use of an OD cavity

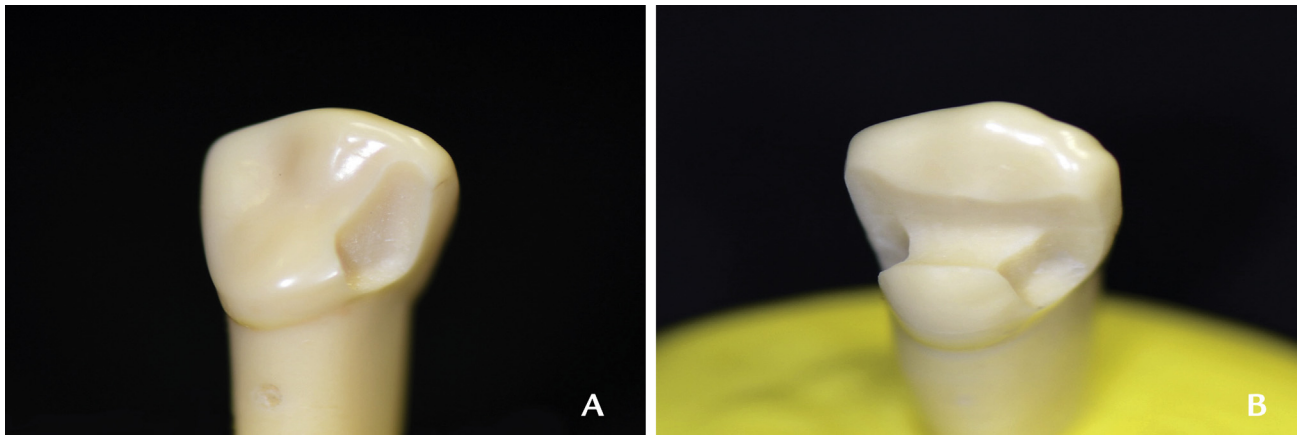


Figure 3. Master teeth for experimental groups showing preparations used as additional anchorage for adhesive attachments. A, Occlusal-distal. B, Mesial-occlusal-distal.

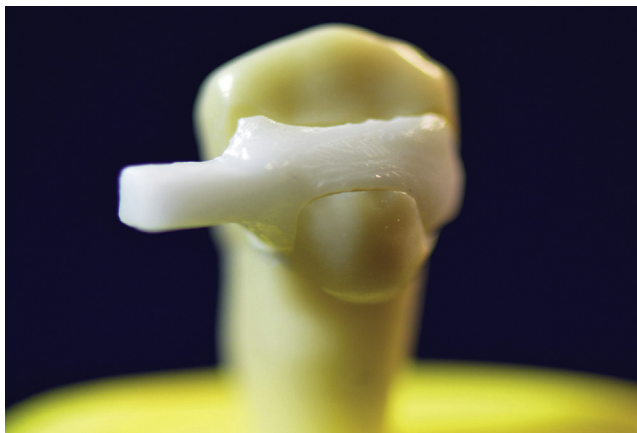


Figure 4. Representative copy milled restoration in experimental group MOD. MOD, mesial-occlusal-distal.

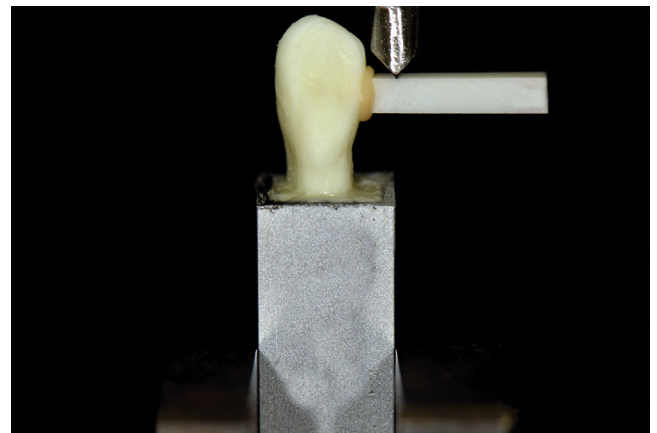


Figure 5. Zirconia ceramic bar bonded to composite resin tooth undergoing static fracture testing. Force applied at defined distance to tooth surface.

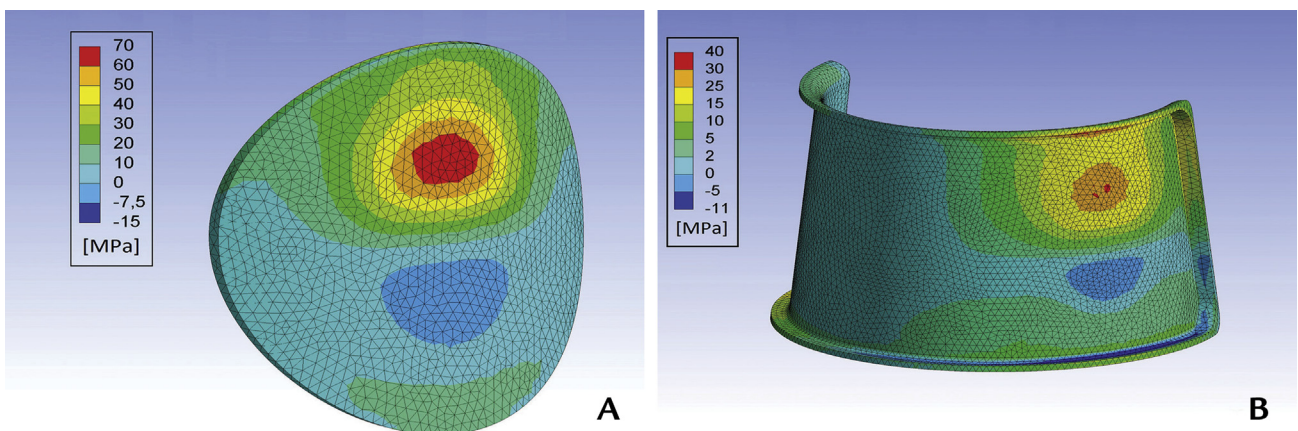


Figure 6. Results of simulated Roach sphere loading with combined 100-N vertical force and 50-N horizontal force. A, Base only. B, Semicircular retainer.

(Fig. 3A) for retention instead of a flat surface (Group 2 mm compared with Group OD, $P=.753$) or an unaltered tooth surface (Group 2 mm control compared with Group OD; $P=.186$) did not significantly affect fracture

load. Maximum fracture load was observed when an MOD preparation (Fig. 3B; Fig. 4) was made with all statistical comparisons revealing significant differences ($P=.001$).

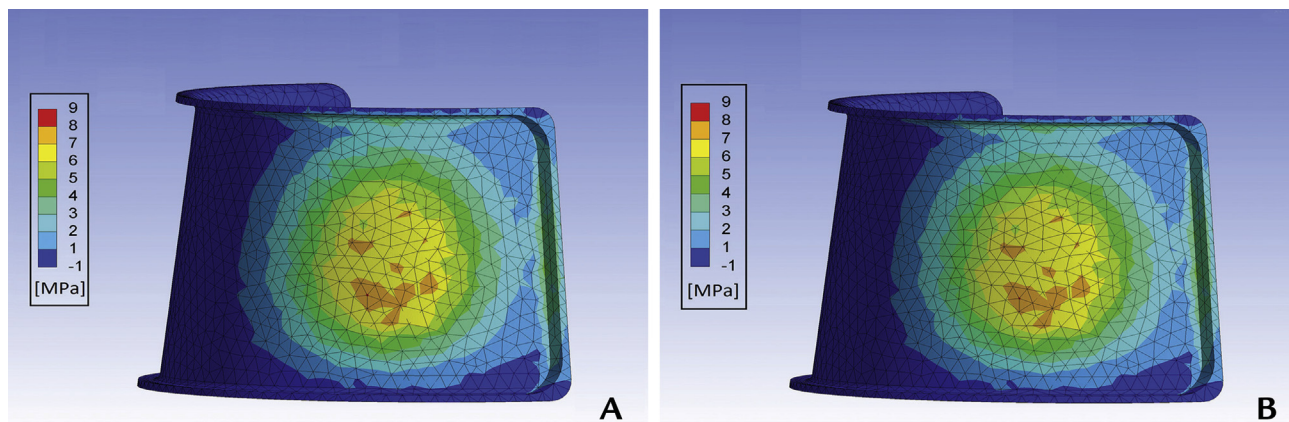


Figure 7. Results of simulated denture loading with combined 200-N vertical force and 50-N horizontal force. A, Acting on first premolar. B, Acting on first molar.

Table 3. Mean fracture loads (N) and standard deviations recorded for experimental groups

Abbreviation	Mean Fracture Load	Standard Deviation
2 mm Control	59.08	13.75
2 mm	73.75	11.80
2 mm Aging	42.55	9.41
3 mm	49.16	10.03
4 mm	33.60	6.98
OD	91.89	36.12
MOD	209.10	45.63

DISCUSSION

Based on the findings of this finite element analysis and in vitro study, the null hypotheses that the parameters tooth preparation, length of the lever arm, and aging would not affect loading of the tooth-zirconia attachment interface were rejected. Improvements in adhesive dentistry, the advent of zirconia ceramic, and the availability of intraoral scanning and CAD-CAM fabrication²² may revive the concept of adhesive attachments for removable restorations which in the past used metal appliances.²⁴ Both parts of the current investigation indicated that bonding surface and bodily engagement of the abutment tooth are critical factors for adhesive attachments. This finding was consistent with that of a recently published study²⁴ and suggests that minimally invasive designs are unsuitable for attachment systems for removable prostheses.

An increase in lever arm^{18,22} and water storage^{25,26} led to a reduction in the fracture load, while using an MOD preparation for additional retention resulted in increased fracture load. These findings indicate that an adhesive attachment requires an inlay-like preparation, a cross-sectional area of 2.5×2.5 mm and a less than 3-mm lever arm.

Depending on the type of resin cement used, the stresses simulated in the FEA exceeded critical magnitudes, requiring an attachment system be designed to avoid

Table 4. Results of Shapiro-Wilk normality test

Abbreviation	P
2 mm Control	.381
2 mm	.463
2 mm Aging	.607
3 mm	.330
4 mm	.319
OD	.235
MOD	.142

Table 5. Comparisons among experimental groups based on Games-Howell test

Group	2 mm Control	2 mm	2 mm Aging	3 mm	4 mm	OD	MOD
2 mm Control	–	.197	.075	.540	.002	.186	.001
2 mm	–	–	.001	.002	.001	.753	.001
2 mm Aging	–	–	–	.730	.252	.021	.001
3 mm	–	–	–	–	.013	.049	.001
4 mm	–	–	–	–	–	.007	.001
OD	–	–	–	–	–	–	.001
MOD	–	–	–	–	–	–	–

Significant differences ($P < .05$) in bold.

vertical loading, allowing the denture to move freely in the vertical direction. This, however, might lead to occlusal interferences, as the occlusal plane may be interrupted and the denture might require more frequent relining.

Limitations of the present study included that the length of the lever arm was limited to 4 mm in the in vitro study, reflecting the dimensions of a standard Roach sphere. The data shown here preclude the rigid fixation of longer lever arms, which means that the removable part of the restoration must not exert forces on the tooth-attachment interface. In addition, simplistic FEA models lacking periodontal structures and exact geometries were applied, not simulating the deformation of the denture or abutment tooth. Numerous possible combinations of zirconia pretreatment and bonding agents could have been

used. Applying silica/silane coating and a universal adhesive cement as performed here only reflects one option which, however, has been advocated.¹⁹⁻²¹ Copy-milling of the restorations used in groups OD and MOD was challenging and required a learning curve for achieving specimens with an adequate level of fit. These problems led to the decision to limit the sample size to 10 specimens per experimental group. However, better results may be achieved by using CAD-CAM technology.²³ In addition, it has to be taken into account that only a simple bar design was used as a model for an extracoronal attachment. The dual-polymerizing composite resin used for fabricating standardized teeth did not reflect clinical reality where bonding to enamel would have to be performed. Based on the assumption that the enamel-resin interface would show greater bond strength as compared with the resin-zirconia interface, this approach seemed feasible for a pilot investigation.^{15,16,25} Static overload is not a frequently occurring failure mode clinically, where fatigue phenomena limit the service time of restorations; consequently, this testing method has been questioned.^{17,27} Water storage²⁶ as the most straightforward method of aging led to a large reduction in bond strength. More sophisticated experiments are required before drawing clinically relevant conclusions with respect to long-term applicability.^{9,14}

CONCLUSIONS

Based on the findings of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. Adhesive attachments fabricated using contemporary zirconia ceramic materials appear to be feasible.
2. The basic problems with respect to bonding surface and adhesive strength seem to remain.

REFERENCES

1. Budtz-Jørgensen E, Bochet G, Grundman M, Borgis S. Aesthetic considerations for the treatment of partially edentulous patients with removable dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000;12:765-72.
2. Zitzmann NU, Rohner U, Weiger R, Krastl G. When to choose which retention element to use for removable dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2009;22:161-7.
3. Creugers NH, de Baat C. Removable partial dentures. Oral functions and types. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2009;116:587-90.
4. Verma R, Joda T, Brägger U, Wittneben JG. A systematic review of the clinical performance of tooth-retained and implant-retained double crown prostheses with a follow-up of ≥ 3 years. *J Prosthodont* 2013;22:2-12.
5. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997;78:127-31.
6. Owall B, Jönsson L. Precision attachment-retained removable partial dentures. Part 3. General practitioner results up to 2 years. *Int J Prosthodont* 1998;11:574-9.
7. Rinke S, Ziebolz D, Ratka-Krüger P, Frisch E. Clinical outcome of double crown-retained mandibular removable dentures supported by a combination of residual teeth and strategic implants. *J Prosthodont* 2015;24:358-65.
8. Tada S, Ikebe K, Matsuda K, Maeda Y. Multifactorial risk assessment for survival of abutments of removable partial dentures based on practice-based longitudinal study. *J Dent* 2013;41:1175-80.
9. Doherty NM. In vitro evaluation of resin-retained extracoronal precision attachments. *Int J Prosthodont* 1991;4:63-9.
10. Marinello CP, Schärer P, Meyenberg K. Resin-bonded etched castings with extracoronal attachments for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1991;66:52-5.
11. Keltjens HM, Creugers NH. Adhesive attachments for removable partial dentures. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2003;110:261-4.
12. Orsi IA, Bezzon OL, Marchi S, Fernandes FH. Use of resin-bonded extracoronal attachments with removable partial denture: case report. *Gerodontology* 2010;27:315-8.
13. Marinello CP, Meyenberg K, Schärer P. Resin-bonded prosthodontics. The incorporation of resin-bonded elements. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;101:621-7.
14. Besimo C, Gächter M, Jahn M, Hassell T. Clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures and extracoronal attachments for removable prostheses. *J Prosthet Dent* 1997;78:465-71.
15. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-62.
16. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005;18:60-5.
17. Mimohammadi H, Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, de Jager N, Feilzer AJ. The influence of rotating fatigue on the bond strength of zirconia-composite interfaces. *Dent Mater* 2010;26:627-33.
18. Ohlmann B, Marienburg K, Gabbert O, Hassel A, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture-load values of all-ceramic cantilevered FPDs with different framework designs. *Int J Prosthodont* 2009;22:49-52.
19. Kitayama S, Nikaido T, Ikeda M, Alireza S, Miura H, Tagami J. Internal coating of zirconia restoration with silica-based ceramic improves bonding of resin cement to dental zirconia ceramic. *Biomed Mater Eng* 2010;20:77-87.
20. Mimohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Innovations in bonding to zirconia based ceramics: part III. Phosphate monomer resin cements. *Dent Mater* 2010;26:786-92.
21. Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2011;27:207-13.
22. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *J Dent Res* 2018;97:132-9.
23. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD-CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014;41:853-74.
24. Jagodin S, Sasse M, Freitag-Wolf S, Kern M. Influence of attachment design and material on the retention of resin-bonded attachments. *Clin Oral Investig* 2019;23:1217-23.
25. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195-200.
26. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Scheidel DD, Watanabe H, Erickson RL, et al. Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. *J Dent* 2015;43:1416-27.
27. Kelly JR, Benetti P, Rungruanant P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater* 2012;28:41-51.

Corresponding author:

Dr Matthias Karl,
Department of Prosthodontics,
Saarland University,
Kirrberger Strasse 100,
Homburg 66421, Saar,
GERMANY
Email: matthias.karl@uks.eu

Acknowledgments

The experimental part of this study was carried out by Kamran Orujov in partial fulfillment of the requirements for the degree Dr med dent at Saarland University, Homburg, Germany. René Höller, MSc, is acknowledged for carrying out the finite element analysis as part of his studies in mechanical engineering at the University of Erlangen-Nuremberg (Institute of Applied Mechanics; Head: Prof Dr P. Steinmann). The authors thank Dr Friedrich Graef, Professor emeritus, Department of Mathematics, University of Erlangen-Nuremberg for statistical data analysis.

CRedit authorship contribution statement

Kamran Orujov: Data curation, Formal analysis. **Werner Winter:** Investigation, Methodology. **Matthias Karl:** Conceptualization, Writing - original draft, Conceptualization, Supervision. **Siegfried Heckmann:** Project administration, Writing - review & editing.

Copyright © 2020 by the Editorial Council for *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.08.050>