Vergleichende Untersuchung der Haftfestigkeit von Zirkoniumdioxid/Triceram®- und Titan/Triceram®-Verbundwerkstoffen

Inaugural-Dissertation

Zur Erlangung des Doktorgrades

der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der Eberhard Karls Universität

zu Tübingen

vorgelegt von

Gschwandtner, Tamara Sara

2016

Dekan:	Professor Dr. I.B. Autenrieth
1. Berichterstatter:	Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer
2. Berichterstatter:	Professor Dr. A. Nüssler

Meinen lieben Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1

2 Literaturübersicht 3

2.1 Metalle in der Zahnheilkunde 3

2.1.1 Gerüstmaterial Titan 4

2.1.1.1 Die Entdeckung des Titans 4

2.1.1.2 Titan in der Zahnheilkunde 5

2.1.1.3 Eigenschaften des Titans 5

2.1.1.4 Titan und Titanlegierungen 7

2.1.1.5 Zahntechnische Verarbeitung des Titans 8

2.2 Keramik in der Zahnheilkunde 9

2.2.1 Gerüstmaterial Zirkoniumdioxid 11

2.2.1.1 Begriffserklärung 11

2.2.1.2 Die Entdeckung des Zirkoniumdioxids 12

2.2.1.3 Zirkoniumdioxid in der Zahnheilkunde 12

2.2.1.4 Eigenschaften des Zirkoniumdioxids 13

2.2.1.5 Zahntechnische Verarbeitung des Zirkoniumdioxids 14

2.2.2 Verblendkeramiken 15

2.2.2.1 Hochschmelzende Aufbrennkeramiken 16

2.2.2.2 Niedrigschmelzende Aufbrennkeramiken 16

2.2.2.3 Zahntechnische Verarbeitung der Verblendkeramik 16

2.2.3 Verblendkeramiken für Titan und Zirkoniumdioxid 18

2.2.3.1 Anforderungen 18

2.2.3.2 Welche sind auf dem Markt 19

2.2.3.3 Triceram 19

*2.2.3.3.1 Herstellerangaben von **Triceram®** 20*

*2.2.3.3.2 **Triceram**® in der Literatur 21*

2.3 Haftverbund 24

2.3.1 Definition 24

2.3.2 Titan-Keramik-Verbundsystem 24

2.3.3 Vollkeramikverbundsystem 25

2.3.4 Prüfmethoden für die Haftfestigkeit 25

2.3.4.1 Zugversuch ... 26
2.3.4.2 Scherversuch ... 26
2.3.4.3 Druckversuch ... 27
2.3.4.4 Biegeversuch ... 28
2.4 Einfluss der Verblenddicke ... 32
2.5 Die Berechnungsgrundlage der Biegefestigkeit ... 33
2.5.1 Der biaxiale Biegetest ... 33
2.5.2 Der biaxiale Biegetest für verblendete Prüfkörper ... 35
3 Ziele der Arbeit ... 42
4 Material und Methode ... 44
4.1 Material ... 44
4.1.1 Gerüstmaterial ... 44
4.1.1.1 Titan ... 44
4.1.1.2 Zirkoniumdioxid ... 44
4.1.2 Verblendmaterial ... 45
4.2 Methode ... 48
4.2.1 Prüfkörperherstellung ... 48
4.2.1.1 Übersicht der Prüfkörpergruppen ... 48
4.2.1.2 Dimension der Prüfkörper ... 49
4.2.2 Titanprüfkörper ... 49
4.2.2.1 Herstellung des Gerüsts ... 49
4.2.2.2 Oberflächenkonditionierung ... 50
4.2.2.3 Entwicklung einer Probenhalterung ... 51
4.2.2.4 Rauhigkeitsmessung- Perthometer ... 55
4.2.2.5 Aufbrennen der Keramik ... 56
4.2.3 Zirkoniumdioxidprüfkörper ... 60
4.2.3.1 Herstellung des Gerüsts ... 60
4.2.3.2 Aufbrennen der Keramik ... 61
4.2.4 Vermessung der Prüfkörper ... 63
4.2.5 Mikroskopieren der Prüfkörper ... 63
4.2.6 Versuchsdurchführung ... 64
4.2.6.1 Test in Anlehnung an ISO 6872 ... 65

4.2.6.2 Statischer Stufentest ... 66
4.2.7 Auswertung ... 67
4.2.7.1 Berechnung der Biegespannung ... 67
4.2.7.2 Mittelwert und Standardabweichung ... 68
4.2.7.3 Weibull Statistik ... 69
4.2.7.4 t-Test ... 71
5 Ergebnisse ... 72
5.1 Rauhigkeit- Perthometer ... 72
5.2 Test in Anlehnung an ISO 6872 ... 73
5.2.1 Bruchlast und Biegefestigkeit (Test in Anlehnung an ISO 6872) ... 73
5.2.2 Weibullstatistik (Test in Anlehnung an ISO 6872) ... 76
5.3 Stufentest ... 79
5.3.1 Prinzipskizzen ... 79
5.3.2 Darstellung der Ergebnisse im Stufentest ... 81
5.3.3 Bruchlast und Biegefestigkeit (Stufentest) ... 85
5.3.4 Weibullstatistik (Stufentest) ... 88
5.4 Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest im Vergleich ... 91
5.4.1 Bruchlast und Biegefestigkeit ... 91
5.4.2 Weibullstatistik im Vergleich ... 93
5.5 Mikroskopaufnahmen ... 94
6 Diskussion ... 95
6.1 Diskussion der Ergebnisse ... 95
6.1.1 Perthometer ... 95
6.1.2 Test in Anlehnung an ISO 6872 ... 96
6.1.3 Stufentest ... 99
6.1.4 Mikroskopische Aufnahmen ... 99
6.2 Diskussion der Methodik ... 103
6.2.1 Fehlerbetrachtung ... 103
6.2.1.1 Einfluss der Verarbeitung ... 103

6.2.1.2 Versuchsdurchführung- und auswertung 105
6.2.2 Beurteilung der Prüfmethode 106
6.3 Schlussfolgerungen 111
7 Zusammenfassung 113
8 Literaturverzeichnis 115
9 Abbildungsverzeichnis 123
10 Tabellenverzeichnis 125
11 Anhang 126
11.1 t-Test 126
11.2 Mikroskopische Aufnahmen 131
12 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift 146
13 Danksagung 147
14 Lebenslauf 148

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Al_2O_3	Aluminiumoxid
Å	Angström
°C	Grad Celsius
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
DIN	Deutsches Institut für Normung
E-Modul	Elastizitätsmodul
EM	Edelmetall
EN	Europäische Normung
FEM	Finite-Elemente-Methode
HIP	Hot Isostatic Postcompaction
ISO	International Organization for Standardization
K	Kelvin
MPa	Megapascal (N/mm^2)
N	Newton
NEM	Nicht-Edelmetall
REF	Referenznummer
REM	Rasterelektronenmikroskop
SiO_2	Siliciumdioxid
Tab.	Tabelle
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
Y-TZP	Yttriumoxid-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal
ZrO_2	Zirkoniumdioxid
%	Prozent

Hinweis:

Die im Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® oder © darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.

1 Einleitung

Schon immer wird versucht den ästhetischen Ansprüchen in der Zahnheilkunde gerecht zu werden, indem der Zahnersatz möglichst zahnähnlich gefertigt wird. Diesem Ziel kommt man durch Verwendung von Verblendmaterialien stets näher. In diesem Zusammenhang steht der optimale Verbund der Materialien im Zentrum der Betrachtung, da er die Gesamtkonstruktion in ihren Eigenschaften nicht schwächen darf [102].

Viele klinische Studien belegen, dass das Ablösen der Verblendkeramik vom eigentlichen Gerüst, das sogenannte „Chipping“ oftmals die Ursache für das Versagen von Restaurationen ist. Für Zirkoniumdioxidrestaurationen konnten beispielsweise nach 3 Jahren Tragezeit 13% und nach 5 Jahren bis zu 15% an klinischen Misserfolgen dem Abplatzen der Keramik zugeschrieben werden [79]. Daraus lässt sich schließen, dass eine ausreichende Verbundfestigkeit ein entscheidender Faktor für den langfristigen klinischen Erfolg ist [81].

In der restaurativen Zahnheilkunde haben sich Titan und Zirkoniumdioxid als Gerüstwerkstoffe längst bewährt. Die Verblendkeramik **Triceram**® der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) verspricht sowohl auf Titan- als auch Zirkoniumdioxidgerüsten angewendet werden zu können. Es ist eine experimentelle in-vitro Studie geplant, in der die Festigkeit von **Triceram®** zu Zirkoniumdioxid und Titan vergleichend untersucht werden soll.

Bei der Präparation eines Zahns muss der Zahnarzt einerseits darauf achten, dass er genügend Platz für die folgende Restauration schafft, andererseits sollte er so viel natürliche Zahnhartsubstanz erhalten wie möglich. Klinische Bedingungen führen dazu, dass je nach Situation die Verblenddicke der Restauration variieren kann. Die vorliegende Studie sieht es vor herauszufinden, welchen Einfluss die Verblendschichtstärke auf die Festigkeit der Gesamtkonstruktion hat.

Erkenntnisse über Verbundsysteme werden durch den Einsatz von Prüfverfahren gewonnen, welche in Deutschland vor der Markteinführung neuer Materialien vorgeschrieben sind [83]. Das Deutsche Institut für Normung sieht verschiedene Prüfverfahren zur In-vitro-Untersuchung von verblendeten Prüfkörpern vor [2]. Diese Methoden sind spezifisch bezüglich ihrer Kräfte (Scherkräfte, Zugkräfte) und Einsatzmöglichkeiten (Metall/Keramik) [82, 86].

Um die zuvor genannten Ziele zu erreichen, wird in der vorliegenden Studie ein Prüfverfahren angewendet, welches derart nicht normiert ist. Der biaxiale Biegetest, der ursprünglich für Keramikproben einheitlichen Materials vorgesehen ist [1], wird zur Prüfung verblendeter Metall- und Keramikgerüste herangezogen.

2 Literaturübersicht

2.1 Metalle in der Zahnheilkunde

Anfänglich wurden in der Zahnheilkunde einzig Werkstoffe wie Gold, Silber und Kupfer eingesetzt. Ehe die Gusstechnik im 20. Jahrhundert eingeführt wurde, erfolgte die Herstellung des Zahnersatzes durch Löten und Verformung. Durch die Weiterentwicklung von Dentallegierungen wurde versucht, den Edelmetallanteil zu reduzieren, um Kosten zu senken. Materialeigenschaften wie Korrosionsbeständigkeit und Biokompatibilität sollten dennoch erhalten bleiben [18].

Die Firma Krupp entwickelte den ersten nicht rostenden V2A-Stahl, der im Jahre 1918 erstmals im Bereich der Zahnersatzkunde eingesetzt wurde. Aus Versuchen von Erderle und Prange um 1929, durch Zulegierung die Härte des Stahls zu erhöhen, resultierte 1932 die Einführung der Kobalt-Chrom-Gusslegierung. In nahezu derselben Form wird diese Legierung heutzutage noch im Modellguss verwendet.

Im Jahre 1962 gelang es den Firmen VITA und DEGUSSA erstmals den ästhetischen Ansprüchen gerecht zu werden, indem Edelmetall-Keramik-Verbundsysteme eingeführt wurden. Das Metall fungierte von nun an nicht mehr einzig dem Ersatz verlorengegangener Zahnhartsubstanz, sondern konnte als Gerüstmaterial für eine Verblendung dienen.

Nachdem die Firma BEGO 1968 eine aufbrennfähige edelmetallfreie Legierung entwickelt hatte, konnten fortan sowohl edelmetallhaltige als auch edelmetallfreie Legierungen verblendet werden [91]. Derzeit steht dem Zahnarzt eine große Auswahl an Metall-Keramik-Systemen zur Verfügung [11].

Die nachfolgende Tabelle (Tab. 1) zeigt eine Übersicht über die dentalen Legierungen.

Tab. 1: Dentallegierungen (Eigene Darstellung nach [33])

Edelmetalllegierungen	Edelmetallfreie Legierungen
Goldlegierungen ➔ *Hochgoldhaltig* ▪ Gold-Platin-Legierungen ▪ Gold-Platin-Palladiumlegierungen ▪ Gold-Platin-Silber-(Kupfer)-Legierungen ➔ *Goldreduziert* **Palladiumbasis-Legierungen** ▪ Palladium-Gold-Legierungen ▪ Palladium-Silber-Legierungen ▪ Palladium-Kupfer-Gallium-Legierungen ▪ Palladium-Silber-Gold-Legierungen	**Nickel-Chrom-Basis-Legierungen** **Kobaltbasis-Legierungen** **Titan und Titanlegierungen**

2.1.1 Gerüstmaterial Titan

2.1.1.1 Die Entdeckung des Titans

Ende des 18. Jahrhunderts entdeckten zwei Chemiker nahezu zeitgleich das Element Titan. 1795 fand der deutsche Chemiker M.H. Klaproth in eisenhaltigem Rutil aus Ungarn ein Mineral, das er nach den Söhnen des Gottes Uranos benannte, welche in der griechischen Mythologie bekannt für ihre Riesenkraft waren. Mit dieser Entdeckung bestätigte er die Vermutung des Geistlichen W. George aus dem Jahre 1791, über eine unbekannte Metallverbindung in einem magnetischen Eisensand aus Cornwall [108, 113].

Die Voraussetzung für den industriellen Einsatz von Titan schuf das Kroll-Verfahren, welches 1938 entwickelt wurde. Dabei wird durch die Reduktion von Titanchlorid ($TiCl_4$) mit flüssigem Magnesium reines Titan gewonnen. Ilmenit ($FeTiO_3$) und Rutil (TiO_2) die zur Chlorierung eingesetzt werden, gelten als die wichtigsten Ausgangsstoffe der Titangewinnung [113]. Da Titan an neunter Stelle der Elementhäufigkeit der Erdkruste steht, kann man von einer ubiquitären Verfügbarkeit sprechen. Der weltweite Vorrat wird auf 600 Millionen Tonnen geschätzt [55]. Die bedeutendsten Lagerstätten befinden sich in Australien, Skandinavien, Nordamerika, Malaysia und dem Ural. Nicht die Verfügbarkeit sondern der aufwendige Herstellungsprozess ist ausschlaggebend für den Preis des Reintitans [108].

2.1.1.2 Titan in der Zahnheilkunde

Im Jahre 1968 hielt Titan erstmals in Form von Implantaten Einzug in die Zahnheilkunde [10, 92]. Aufgrund der dabei beobachteten hohen Biokompatibilität, wurde Titan in weiteren Bereichen der Zahnmedizin eingesetzt. Neben der Zahnerhaltungskunde (Endodontie) und der Kieferothopädie zählt hierzu insbesondere die Zahnersatzkunde, nachdem im Jahre 1977 die erste Titanrestauration im Gussverfahren hergestellt wurde [17, 107].

Heutzutage ist Zahnersatz aus Titan uneingeschränkt indiziert und findet aufgrund seiner Materialeigenschaften eine breite Anwendung [11, 113].

2.1.1.3 Eigenschaften des Titans

Mit dem Symbol Ti und der Ordnungszahl 22 steht das Element Titan als Übergangsmetall in der vierten Nebengruppe des Periodensystems der Elemente.

Mit einer Wärmeleitfähigkeit von 22 W/mK, die derjenigen des intakten Schmelzes (0,88 W/mK) bedeutend nahe liegt, leitet Titan thermische Noxen in geringerem Maße weiter als vergleichbare dentale Werkstoffe (hochgoldhaltige Dentallegierungen leiten 13,5 mal stärker, Edelmetalle 300 W/mK) [55, 58] und ermöglicht dadurch die pulpaschonende Versorgung vitaler Zähne.

Bei großflächigen Konstruktionen wie dem Modellguß trägt neben der verminderten Wärmeleitung auch die geringe Dichte von 4,51 g/m^3 zum Tragekomfort bei. Der WAK (Wärmeausdehnungskoeffizient) von Titan ist mit 8,4x10-6/°C weitaus niedriger als der von herkömmlichen Metalllegierungen (13-16x10-6/°C), was sich günstig auf die Schwindung und Passfähigkeit von Gußobjekten auswirkt [58]. Zudem muss der niedrige WAK beim Verblenden mit keramischen Massen beachtet werden (siehe auch Kapitel 2.2.2) [32].

Korrosionsbeständigkeit, Biokompatibilität und chemische Resistenz sind der enormen Reaktionsfreudigkeit von Titan zuzuschreiben. Diese drei Materialeigenschaften hängen generell von physikalischen und elektrochemischen Begebenheiten ab. Zum einen ist das Maß einer elektrochemischen Grenzflächenreaktion zwischen Werkstoff und umgebenden Milieu und sich daraus ergebendem Ionenfluss entscheidend. Zum anderen ist das Vermögen von Metallionen in Lösung zu gehen und resorbiert zu werden ausschlaggebend. Mit einem Normalpotential von -1,75 V besteht die Annahme, dass Titan als Reduktionsmittel stark korrodiert. Unter atmosphärischen Bedingungen und insbesondere in wässrigem Milieu führt die große Affinität zu Sauerstoff jedoch innerhalb weniger Sekundenbruchteile zur Ausbildung einer dichten Titandioxidschicht (TiO_2). Nach zwei Stunden ist diese oberflächliche Passivierungsschicht 17 Å und nach 40 Tagen bis zu 35 Å dick [77]. Der aufgrund seiner hohen Dielektrizitätskonstanten nicht leitfähige Oxidfilm verhindert elektrochemische Reaktionen und unterbindet jegliche weitere Sauerstoffzufuhr. Eine Beschädigung des Oxidfilms in der Mundhöhle führt innerhalb 45 ms zur sofortigen Repassivierung [58]. Aus diesem Verhalten resultiert nicht nur die hohe Korrosionsbeständigkeit, sondern auch die biologische Verträglichkeit des Materials.

Für die zuletzt genannte Eigenschaft ist noch ein weiterer Grund zu nennen. So ist das Maß der Freisetzung einzelner Bestandteile aus dem Metallverbund entscheidend für die allergische und toxische Wirkung eines Metalls. Die hohe Sauerstoffaffinität führt dazu, dass Titan nicht als Ion, sondern als neutrales Titanhydroxid $Ti(OH)_4$ im Elektrolyt vorliegt.

In diesem Zustand kann Titan im Gegensatz zu anderen Metallionen keine Austauschreaktion mit Wasserstoffionen von Proteinen eingehen und somit auch nicht in den Körper eindringen. Demzufolge ist Titan nicht toxisch und stellt eine Alternative für Allergiepatienten mit Metallunverträglichkeit dar. Neben experimentellen Untersuchungen bestätigen klinische Fälle den erfolgreichen Einsatz [18, 21].

Eine mit der niedrigen Kernladungszahl verbundene Röntgentransluzenz des Titans ermöglicht neben der Kontrolle von Materialfehlern auch die Früherkennung von Sekundärkaries im Bereich der Präparationsgrenzen [56].

2.1.1.4 Titan und Titanlegierungen

Das technisch gewonnene und industriell eingesetzte Titan wird nach DIN 17850 in vier Reinheitsgrade unterteilt, wobei der prozentuale Massenanteil an Sauerstoff und Eisen für die Unterscheidung ausschlaggebend ist. Mit steigendem Anteil an Fremdelementen wird das technisch reine Titan in die Grade 1, 2, 3 und 4 eingeteilt. In der Zahnmedizin dient entweder das Titan des Reinheitsgrades 1 oder 2 als Ausgangsmaterial [69, 77, 108].

Erfährt Titan eine Temperaturerhöhung über 882°C, durchläuft es eine allotrope Gitterumwandlung. Während unterhalb der genannten Temperatur die hexagonale α-Phase vorliegt, bildet sich oberhalb eine kubisch-raumzentrierte Gitterstruktur, die sogenannte β-Phase aus. Die Phasenumwandlung geht stets mit einer Dimensions- und Oberflächenstrukturveränderung, aber auch mit einer Zunahme der plastischen Verformbarkeit einher [58]. Die Zulegierung bestimmter Elemente kann eine bestimmte Modifikation stabilisieren, oder aber die Umwandlungstemperatur verschieben. So liegt Reintitan generell in der α-Phase vor. Durch Elemente wie Aluminium, Zinn oder Sauerstoff kann diese Struktur stabilisiert werden. Der Zusatz von Molybdän, Vanadium, Eisen, Chrom, Tantal oder Niob begünstigt hingegen die Ausbildung der β-Phase. Dies ermöglicht die Herstellung von α-, β- und α+β-Legierungen und eine damit verbundene Variation der mechanischen Eigenschaften. Die gängigsten Titanlegierung in der Zahnmedizin sind TiAl6V4 (α+β), TiAl6Nb7 (α+β) und Ti5Al2,5Fe.

Gegenüber Reintitan weisen diese höhere Werte für die Zugfestigkeit, Dehngrenze, E-Modul und Härte auf. Die Bruchdehnung ist verringert [58, 77, 113].

2.1.1.5 Zahntechnische Verarbeitung des Titans

Während in der Zahnheilkunde für die Titanbearbeitung vorerst nur die Kaltverformung (z.B. konfektionierte Implantate) in Frage kam, kann der Werkstoff heutzutage mithilfe des Gussverfahrens, der Funkenerosion und der Frästechnik (CAD/CAM) verarbeitet werden [26, 46, 108, 113].

Mithilfe des Gussverfahrens und der damit verbundenen Wachsausschmelztechnik ist eine wunschgemäße Gestaltung sämtlicher Restaurationen möglich. Neben dem hohen Schmelzpunkt (1700°C) und der niedrigen Dichte, stellt die übermäßige Reaktivität des Titans besonders hohe Anforderungen an dieses zahntechnische Verarbeitungsverfahren. Demzufolge resultierten aus den ersten Gussversuchen unzureichende Ergebnisse [65, 73].

So kommt es beim Gießen zu starken Grenzflächenreaktionen mit Fremdelementen der Umgebung. Neben der Aufnahme von Gußtiegel- und Einbettmassenmaterial wird auch Sauerstoff in das Kristallgitter eingelagert [68]. Es kommt zur Ausbildung einer ca. 70-300 µm dicken Reaktionszone, der sogenannten α-case, die sich durch Mikrorisse, Inhomogenität, Härte und Sprödigkeit auszeichnet [73]. Erst das Schmelzen unter Hochvakuum oder Schutzgas und die Verwendung von reaktionsträgen Einbettmassen sowie Kupfertiegeln milderte das Reaktionsausmaß [46].

Um eine schnelle Energiezufuhr zu gewährleisten und damit eine chemische Umwandlung des Titans zu verhindern, erfolgt der Schmelzvorgang entweder im elektrischen Lichtbogen oder unter Induktion [65, 113].

Um trotz der geringen Dichte des Titans ein vollständiges Ausfließen der Gusshohlform zu garantieren, ist beim Schleudergussverfahren eine hohe Beschleunigung erforderlich. Eine andere Möglichkeit wäre der Vakuumdruckguss [25, 73].

Auch beim Löten und Schweißen von Titan ist das Arbeiten unter Schutzgasatmosphäre dringend nötig. Durch Löten mit artfremdem Material wird die Biokompatibilität herabgesetzt, da sich ein galvanisches Element bilden könnte. Als Fügetechnik hat sich inzwischen das Laserschweißen aufgrund der präzisen Verarbeitung als unabdingbar erwiesen. Der hohe Siedepunkt von 3260°C begünstigt dabei eine eingeschränkte Verdampfungsrate [46].

Beim CAD/CAM-Verfahren wird die intraorale Situation zunächst dreidimensional erfasst und anschließend computergestützt entworfen und hergestellt. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass das Titangefüge nicht verändert wird und eine optimale Mikrostruktur aufweist, weshalb die damit gefertigten Werkstücke den gegossenen Arbeiten überlegen sind. Zudem kann jede Titanlegierung, sogar die nur schwerlich ausfließende Titanlegierung TiAl2,5Fe verarbeitet werden [26, 65, 108].

Die Funkenerosion ist ein abtragendes Verfahren für leitfähige Werkstoffe. Der Materialabtrag erfolgt durch Funken und ermöglicht eine uneingeschränkte spanlose Bearbeitung [65].

2.2 Keramik in der Zahnheilkunde

Der Begriff Keramik stammt von dem altgriechischen Wort „*keramos*“, womit man Tonminerale bezeichnete, die durch Brennen formbeständig gemacht wurden [33]. Während der keramische Werkstoff bereits mehrere tausend Jahre vor Christus bekannt war, hielt er erst um 1774 Einzug in die Zahnheilkunde, indem der Zahnarzt Dubois de Chemant und der Apotheker Alexis Duchateau die ersten Zähne aus Porzellan herstellten [18].

Dem Porzellan und der Dentalkeramik sind die Zusammensetzung aus Quarz, Feldspat und Kaolin gemeinsam. Wie in Tab. 2 ersichtlich unterscheiden sie sich lediglich im prozentualen Anteil ihrer Bestandteile [60].

Tab. 2: Porzellan und Dentalkeramik (Quelle: nach [60])

	Feldspat	Quarz	Kaolin
Porzellan	12-30%	20-30%	40-70%
Dentale Keramik	60-80%	15-25%	0-5%

Keramische Werkstoffe zeichnen sich durch ihren Herstellungsvorgang aus. Zunächst liegt stets das zuvor genannte Ausgangsmaterial in Pulverform vor, welches mit einer Flüssigkeit zu einer homogenen Masse angerührt wird. Durch das sogenannte Sintern werden anschließend die Pulverpartikel im Brennvorgang thermisch verfestigt [60].

Unter dem chemischen Aspekt lassen sich die Dentalkeramiken in zwei Hauptgruppen einteilen. Diese Unterteilung ermöglicht gleichzeitig eine Abschätzung der Festigkeitseigenschaften (siehe Abb. 1).

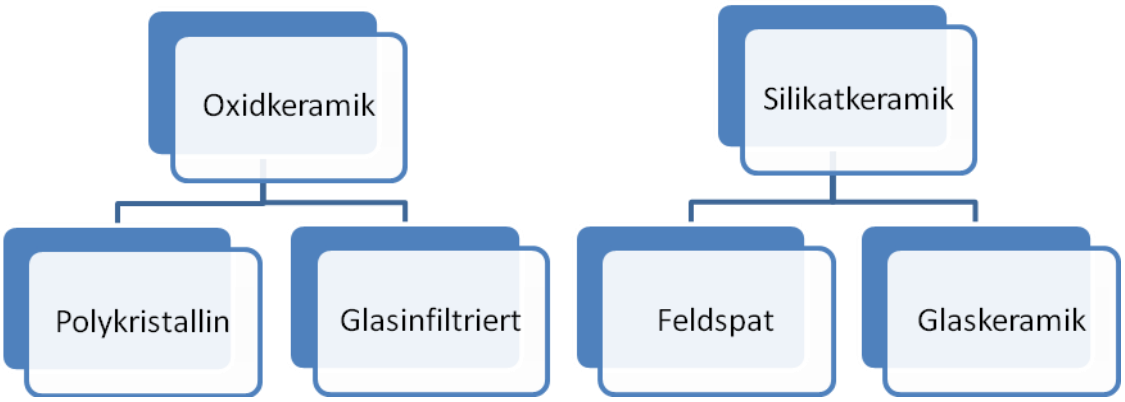


Abb. 1: Einteilung der Dentalkeramiken (Quelle: eigene Darstellung nach [60])

Zum einen gibt es die Oxidkeramiken, welche für Gerüste und Implantate eingesetzt werden. Es handelt sich hierbei um Keramiken, die sich durch eine hohe mechanische Festigkeit auszeichnen (500-1000 MPa). Man unterscheidet zwischen glasinfiltrierten und polykristallinen Oxidkeramiken. Bei den letztgenannten Keramiken handelt es sich um einphasige Materialien, die ausschließlich aus Metalloxiden zusammengesetzt sind.

Etabliert haben sich in der Zahnheilkunde vorallem das Zirkoniumdioxid (ZrO_2) und das Aluminiumoxid (Al_2O_3). Bei den Infiltrationskeramiken werden die Poren im Metalloxidgerüst mit lanthanhaltigem Glas gefüllt, womit sie an mechanischen und ästhetischen Eigenschaften gewinnen.

Demgegenüber stehen die Silikatkeramiken, welche aufgrund ihrer Transluzenz und Transparenz als Verblendwerkstoffe aber auch für Veneers, Inlays und Kronen Anwendung finden. Die Glaskeramiken zeichnen sich durch kristalline Partikel aus, welche in eine Glasphase eingebettet sind. Durch Zugabe von Feldspatkristallen wird die Kristallisation erhöht und somit die Keramik verstärkt. Dennoch übersteigen die Festigkeitswerte der Silikatkeramiken 100 MPa nur unwesentlich. Neben der Festigkeit nimmt auch die Opazität mit steigendem Kristallanteil zu [60].

2.2.1 Gerüstmaterial Zirkoniumdioxid

2.2.1.1 Begriffserklärung

Das Zirkoniumdioxid (ZrO_2) ist ein nichtmetallischer Werkstoff, der zu den Oxidkeramiken gezählt wird.

Zirkon ($ZrSiO_4$) ist eine häufig vorkommende, natürliche Verbindung des Elements Zirkonium (Zr). Das silbrig glänzende Metall Zirkonium mit der Ordnungszahl 40 steht im Periodensystem in der 5. Periode und gehört der Titangruppe an.

Zirkon und Zirkonium sind nicht zu verwechseln mit dem in der Technik und Medizin eingesetzten Werkstoff Zirkoniumdioxid (ZrO_2 oder Zirkonoxid). ZrO_2 kommt in der Natur nach dem Zirkon als häufigste Verbindung des Elements Zirkonium vor. Das synthetisch hergestellte Zirkoniumdioxid wird aus Zirkonsand gewonnen, in dem es in einem aufwendigen Prozess gereinigt und in ein hochkristallines, weißes Zirkoniumoxidpulver überführt wird [16].

Tab. 3: Zirkonium, Zirkon, Zirkoniumdioxid (Quelle: Eigene Darstellung nach [16])

Zirkonium **(Zr)**	**Zirkon** **($ZrSiO_4$)**	**Zirkoniumdioxid** **(ZrO_2, Zirkonoxid)**
Metallisches Element	Häufigste natürliche Verbindung des Elements Zirkonium (Zr)	Zweithäufigste natürliche Verbindung des Elements Zirkonium (Zr) + Dentalkeramik

2.2.1.2 Die Entdeckung des Zirkoniumdioxids

Im Jahre 1789 entdeckte der deutsche Chemiker Klaproth das Zirkoniumdioxid. Durch die Verbrennung von Edelsteinen gewann er das Reaktionsprodukt (ZrO_2), welches nachfolgend geraume Zeit als Pigment zur Einfärbung von Keramiken eingesetzt wurde [70].

2.2.1.3 Zirkoniumdioxid in der Zahnheilkunde

Die Forschung und Entwicklung des Zirkoniumdioxids zum Einsatz als Medizinprodukt begann Ende der Sechziger-Jahre.

Die Veröffentlichung von Christel et al. aus dem Jahre 1988 beschrieb den erstmaligen Gebrauch von Zirkoniumdioxid als Hüftgelenksersatz [70].

Mitte der Neunziger-Jahre hielt der Werkstoff aufgrund seiner besonderen Eigenschaften schließlich Einzug in die Zahnmedizin [28].

2.2.1.4 Eigenschaften des Zirkoniumdioxids

Das ZrO_2 kommt je nach Temperatur in der monoklinen, tetragonalen und kubischen Modifikation vor [59, 72]. Kühlt die Zirkoniumdioxidschmelze ab, durchwandert sie die drei Kristallphasen. Beim Abkühlen auf unter 2690 °C liegt die kubische Modifikation vor. Unterhalb von 2370°C wandelt sich die kubische in die tetragonale Phase um. Bei einer Temperaturänderung unter 1170°C liegt schließlich die monokline Modifikation vor. Die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Kristallphase geht stets mit einer Volumenänderung einher. Bei der Abkühlung auf Raumtemperatur beträgt die Volumenzunahme 3-5%.

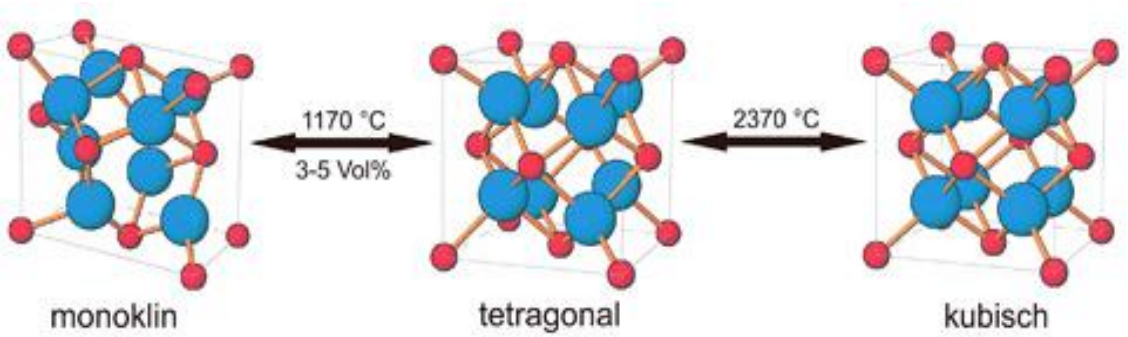


Abb. 2: Modifikationen des Zirkoniumdioxids (Quelle: [53])

Aus der Volumenänderung resultieren hohe Spannungen und damit Rissbildungen in der Keramik. Um das Gefüge zu stabilisieren und die Bruchzähigkeit zu erhöhen, wird Yttriumoxid (Y_2O_3) beigemengt. Die sogenannte „Yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystals ceramic“ (Y-TZP) liegt bei Raumtemperatur in der tetragonalen Modifikation vor, da das Yttriumoxid bei der Abkühlung die Umwandlung in die monokline Phase verhindert. Das Yttriumoxid wirkt zudem der Rissausbreitung durch eine spannungsinduzierte Umwandlungsverstärkung entgegen. Die Spannungen an der Rissspitze induzieren die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase. Die damit einhergehende lokale Volumenzunahme führt zu Kompressionskräften, welche die Grenzflächen aneinander drücken und der Rissausbreitung entgegenwirken [59, 60, 72].

Aufgrund der hohen Festigkeitswerte ist das ZrO_2 auch für drei- und mehrgliedrige Brücken geeignet und lässt auch unter extremen Dauerbelastungen im Seitenzahnbereich ausgezeichnete klinische Prognosen erwarten. Weitere Eigenschaften wie die Korrosionsbeständigkeit und Biokompatibilität machen es zu einem Material, das in vielen Bereichen der Medizin angewendet wird.

Neben seinen physikalischen Eigenschaften erfüllt es zusätzlich ästhetische Anforderungen, weshalb Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin für metallfreie Vollkeramikrestaurationen immer häufiger Anwendung findet [43, 44, 62, 75].

2.2.1.5 Zahntechnische Verarbeitung des Zirkoniumdioxids

Die zuvor genannten Eigenschaften des Zirkoniumdioxids erschweren die zahntechnische Verarbeitung des Werkstoffes. So sind gängige Methoden wie Sinter- oder Pressverfahren (siehe auch Kapitel 2.2.2.3) für die Zirkoniumdioxidbearbeitung ungeeignet. Das CAD/CAM-Verfahren gilt als Mittel der Wahl.

Dabei wird die intraorale Situation durch einen 3D-Sensor zunächst dreidimensional erfasst. Nach der Digitalisierung kann die Restauration virtuell modelliert (CAD) und schließlich produziert (CAM) werden [57, 78, 97]. Beim CAD/CAM-Verfahren unterscheidet man je nach Zeitpunkt (vor oder nach dem Sinterprozess) eine Grün-/ Weißbearbeitung von einer Hartbearbeitung. Voraussetzung dieser Verarbeitungsmethoden sind industriell vorgefertigte Keramikblöcke. Handelt es sich um vorgesinterte Rohlinge, werden sie als „Weißlinge“ bezeichnet. Das im Weißzustand gefräste ZrO_2 muss anschließend, um die Endhärte und Endfestigkeit zu erreichen, mehrere Stunden im Ofen gesintert werden [57]. Dabei schrumpfen die Gerüste um zirka 25-30 % [94]. Findet die CAD/CAM-Bearbeitung direkt nach der primären Verdichtung des Ausgangsstoffes statt, werden die Werkstücke als „Grünlinge“ und der Arbeitsvorgang als „Grünbearbeitung“ bezeichnet [74]. Bei der „Hartbearbeitung“ kommen dichtgesinterte Keramikrohlinge zum Einsatz.

Die sogenannten „gehipten Rohlinge“ werden vor dem CAD/CAM Einsatz isostatisch gepresst (HIP- Hot isostatic postcompaction) [57].

Nach Angaben von Lothar Wehnert erschien 1994 erstmals eine Publikation, in der die Option der Herstellung von Gerüsten mittels CAD/CAM- Verfahrens aus ZrO2 erwähnt wurde [110].

2.2.2 Verblendkeramiken

Während die Oxidkeramiken eine hohe Opazität aufweisen, imponieren die Metallgerüste durch ihren gräulich metallischen Glanz. Um den Anforderungen an die Ästhetik gerecht zu werden und eine den natürlichen Zähnen entsprechende Transluzenz zu erhalten, wurden Verblendkeramiken eingeführt. Neben der Ästhetik dient die Verblendung auch der Verhinderung von Abrasionen im Gegenkiefer, dem Abmildern von Temperaturgefällen und dem Schutz vor Korrosion [63, 115].

Die für Verblendzwecke benutzten keramischen Massen gehören zu den Silikatkeramiken und können für Keramik- oder/ und Metallgerüste verwendet werden.

Ein optimaler Verbund zwischen beiden Materialien ist für die Überlebensrate der Gesamtkonstruktion unabdingbar. Eine wichtige Grundvoraussetzung stellen die Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) beider Materialien dar, die aufeinander abgestimmt sein müssen. Liegt ein großer Unterschied zwischen den WAK vor, kann es zu Spannungen und Rissbildungen in der Verblendkeramik kommen. Der WAK kann durch Änderung des Kaliumoxidgehaltes über den Leuzitgehalt gesteuert werden [60]. Um den WAK der Verblendkeramik zu erhöhen und an denjenigen des Gerüsts anzugleichen, werden Leuzitkristalle beigemengt. Dabei ist zu beachten, dass der WAK des Gerüstmaterials leicht höher gewählt werden sollte, als derjenige der mechanisch schwächeren Verblendung. Dadurch wird vermieden, dass die Verblendung unter bruchfördernde Zugspannung gerät. Für das Gerüstmaterial hingegen, welches gleichzeitig unter leichte Zugspannung gesetzt wird, geht aufgrund seiner hohen Festigkeit keine Gefahr aus [28, 102, 110].

2.2.2.1 Hochschmelzende Aufbrennkeramiken

Bei den meisten Aufbrennkeramiken handelt es sich um leuzitverstärkte Silikatkeramiken [18, 63]. Die Brenntemperaturen der hochschmelzenden Verblendkeramiken liegen bei etwa 950°C. Beim Aufbrennen der Keramik gilt, dass der Soliduspunkt des Gerüsts ungefähr 150°C oberhalb dieser Brenntemperaturen liegen muss [49].

2.2.2.2 Niedrigschmelzende Aufbrennkeramiken

Um auch Gerüste mit niedrigeren Soliduspunkten verblenden zu können, ohne dabei ihre Eigenschaften zu schwächen, bedarf es niedrigschmelzenden Verblendkeramiken, deren WAK dennoch demjenigen des Gerüsts nahe liegt. Durch die Beigabe von netzwerktrennenden Stoffen (Hydroxylgruppen in das SiO_2-Netzwerk) und einer Anhebung des Alkaligehalts kann zum einen die Aufbrenntemperatur (auf 800°C) gesenkt und gleichzeitig eine WAK-Abnahme verhindert werden [49, 60].

2.2.2.3 Zahntechnische Verarbeitung der Verblendkeramik

Bei der Überpresstechnik (Press-on-Verfahren) wird die Silikatkeramik in eine Hohlform, die dem Negativ der Restauration entspricht (Lost-Wax-Verfahren) auf das Gerüst aufgepresst. Unter Verwendung dieses Verfahrens wird die Herstellung weitspanniger Restaurationen mit bis zu 14 Gliedern möglich [8].

Mittels der CAD/CAM-Methode kann eine Kappe aus der Verblendkeramik gefertigt und diese auf den Gerüstwerkstoff aufgesintert werden [85].

Das wohl am meist verbreitete Verfahren ist das Verblenden in der sogenannten VMK-Technik. Die Silikatkeramik wird dabei in Schlickerform auf das geeignete Gerüst geschichtet und anschließend aufgebrannt.
Um die Transluzenz, Transparenz und Opazität individuell gestalten zu können, wird sich unterschiedlichen Verblendmassen bedient.

Während der Opaker die auffällige dunkle Farbe der Metallgerüste überdecken soll, wird mithilfe des Liners das opake Keramikgerüst verblendet.

Dentin- und Schmelzmassen dienen der Form- und Farbgebung der Konstruktionen. Nach dem Aufschichten der verschiedenen Verblendmassen werden sie im Vakuum gesintert, wobei es zu einem Brennschwund kommen kann [18].
Die Sinterschrumpfung muss vom Zahntechniker beim Schichten der Keramik einberechnet werden [60].
Neben dem Opaker-, Liner- und Dentinbrand ist ein Glanzbrand unabdingbar, der der Restauration den nötigen zahnähnlichen Glanz verleihen und die Oberfläche optimieren soll [18].
Die Anzahl der Brände soll so gering wie möglich gehalten werden, da durch zu häufiges Brennen die Biegefestigkeit der Verblendung gemindert werden kann. Außerdem begünstigt das Brennen die Neubildung von Leuzit, woraus eine unerwünschte Erhöhung des WAK resultieren kann [96].

Abhängig vom Restaurationsmaterial ist vor dem Verblenden eine Konditionierung der Gerüstoberfläche erforderlich.
Freesmeyer et al. berichteten 1982 von einer Erhöhung des Metall-Keramik-Verbundes durch eine Vergrößerung der Rauhtiefe der zu verblendenden Oberfläche, erreicht durch das Abstrahlen mit Al_2O_3 [24]. Den Angaben vieler Metallgerüsthersteller zufolge, sollte vor dem Aufbrennen von Silikatkeramiken ein Strahlvorgang (Aluminiumoxid) erfolgen.
Ob und welche Konditionierung bei Oxidkeramiken durchgeführt werden sollte, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Generell sollte nach den Angaben der Gerüsthersteller verfahren werden. Einige Hersteller, so auch die Firma Wieland (Zenotec Bridge) geben hingegen keine Empfehlung zur Oberflächenkonditionierung.
Fokas berichtet von einer geringfügigen Verringerung der Oberflächenrauhigkeit von ZrO_2-Prüfkörpern durch das Abstrahlen mit Al_2O_3 [23].

Wehnert et. al fanden in einer Studie heraus, dass eine Konditionierung der Oberfläche, sei es in Form von Abstrahlen oder mithilfe von rotierenden Diamantschleifern, die Verbundfestigkeit zwischen Verblend- und Gerüstkeramik (ZrO_2) herabsetzt [110].
Laut „ag-Keramik“ birgt das Abstrahlen der Oxidkeramik die Gefahr einer Verschiebung des Wärmeausdehnungskoeffizienten, da dem Kristallgitter Energie zugeführt wird. Das Abdampfen der Gerüstoberfläche sei „ag-Keramik“ zufolge bestens geeignet und ausreichend [7].

2.2.3 Verblendkeramiken für Titan und Zirkoniumdioxid

Heutzutage steht dem Zahnarzt eine kaum überschaubare Anzahl von Verblendsystemen zur Verfügung [11].

Die Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) verspricht mit nur einer Keramik sowohl Titan- als auch Zirkoniumdioxidgerüste verblenden zu können [15].

2.2.3.1 Anforderungen

Die Reduktion auf ein Keramiksystem erfordert eine ideale Abstimmung der Materialeigenschaften der Verblendkeramik auf die beiden Verbundpartner [95].

Spröde Materialien wie Keramiken sind auf Zugbelastung empfindlich, wohingegen sie Druckbelastung tolerieren. Nach jedem Brennvorgang mit anschließendem Abkühlen bilden sich aufgrund von Schrumpfung Spannungen zwischen dem Gerüst und der Verblendung. Um diese Spannungen so klein wie möglich zu halten und um eine Zugbelastung auf die Verblendkeramik zu vermeiden, sollte der WAK beider Materialien aufeinander abgestimmt sein und so nahe wie möglich beieinanderliegen. Dabei soll der WAK der Verblendkeramik immer kleiner gewählt werden als derjenige des Gerüsts. Abweichungen von nur 3% voneinander haben schon großen Einfluss auf die Entstehung von inneren Spannungen [28, 45, 102, 110].

Trotz großer Unterschiede in vielen materialspezifischen Eigenschaften, besitzen Titan und Zirkoniumdioxid einen ähnlichen WAK, wobei Verblendkeramiken für Titan den niedrigsten WAK erfordern.

Um beim Brennvorgang eine Druckspannung zu erzeugen, muss der WAK der gesuchten Verblendkeramik noch niedriger sein [60].

Wird Titan auf über 882°C erwärmt, kommt es zu einer Umwandlung einer hexagonalen zu einer kubisch-raumzentrierten Kristallphase. Da dieser Vorgang mit einer Volumenzunahme einhergeht, muss die Aufbrennkeramik niedrigschmelzend sein [60]. Zudem können sich beim Aufbrennen der Verblendkeramik über 800°C übermäßige Oxide auf der Oberfläche ausbilden, welche den Metall-Keramik-Verbund schwächen [42]. Titan-Keramik-Verblendsysteme besitzen daher in der Regel Brenntemperaturen von ca. 750-800° [60, 104, 105].

2.2.3.2 Welche sind auf dem Markt

Heutzutage wird der Vergleich von aktuellen zahnärztlichen und zahntechnischen Produkten durch jährlich aktualisierte Kataloge ermöglicht, welche dem Leser eine Marktübersicht zu den verschiedenen Dental-Produkten verschaffen.

Dabei werden die Verblendkeramiken in zwei Sparten aufgeteilt. Zum einen werden die wirtschaftlichen VMK-Verblendkeramiken aufgelistet. Zum anderen gibt es eine Sparte von Keramiken zur Verblendung von Titan-, Al_2O_3- und Zirkoniumdioxidgerüsten. Die Recherche ergab, dass **Triceram**® nicht die einzige Verblendkeramik ist, die das Verblenden von Metall- und Keramikgerüsten ermöglicht. Auch **INSPIRATION®** der Firma Heimerle + Meule GmbH (Pforzheim, Deutschland) und **Tizian**® von der Firma Schütz Dental GmbH (Rosbach, Deutschland) versprechen die Eignung sowohl für Titan- als auch Zirkoniumdioxidgerüste [3].

2.2.3.3 Triceram

In der geplanten Studie wird die Verblendkeramik **Triceram**® der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) verwendet. Laut Herstellerangaben ist es mit **Triceram**® möglich, sowohl Gerüste aus Zirkoniumdioxid als auch aus Titan zu verblenden. Durch die Reduktion auf ein Keramiksystem ist nicht nur die Kostenersparnis ein bedeutender Faktor [15].

In einem Artikel von Marziali wird von einem klinischen Fall berichtet, bei dem Titanimplantate, gegossene Titan-Brückengerüste und gefräste Zirkoniumdioxidbauteile mit derselben Keramik verblendet werden konnten [62].

Trotz der unterschiedlichen materialspezifischen Eigenschaften der genannten Gerüstwerkstoffe ist **Triceram**® auf beiden Materialien einsetzbar. Dies gelingt, indem der WAK von **Triceram**® den WAKs der Gerüstmaterialien angepasst wurde. Ein weiterer Grund weshalb **Triceram**® verwendet werden kann ist, dass es sich um eine niedrigschmelzende Verblendkeramik handelt, deren Brenntemperaturen maximal 795°C betragen [15].

*2.2.3.3.1 Herstellerangaben von **Triceram**®*

Triceram® übertrifft die in der ISO Norm 6872 geforderte Mindestbiegefestigkeit von 50 MPa klar.

Auf Zirkoniumdioxid erreicht **Triceram**® einen Haftverbundwert von 40 MPa. Dieses Ergebnis wurde mit dem Druck-Schertests nach Schmitz-Schulmeyer ermittelt.

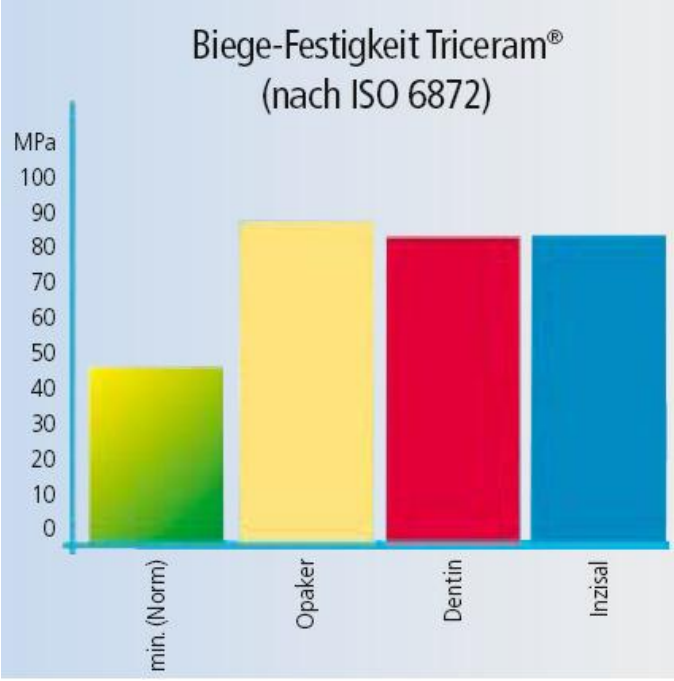


Abb. 3: Biegefestigkeit von Triceram® nach ISO 6872 (Quelle: [15])

Der Verbund zwischen Titan und **Triceram**® liegt bei einem Wert von 42 MPa. Wie in der ISO Norm 9693 angegeben, wurde die Biege-Scherfestigkeit nach dem Schwickerath-Test ermittelt. Der hierbei geforderte Wert von 25 MPa wird weitaus übertroffen [15].

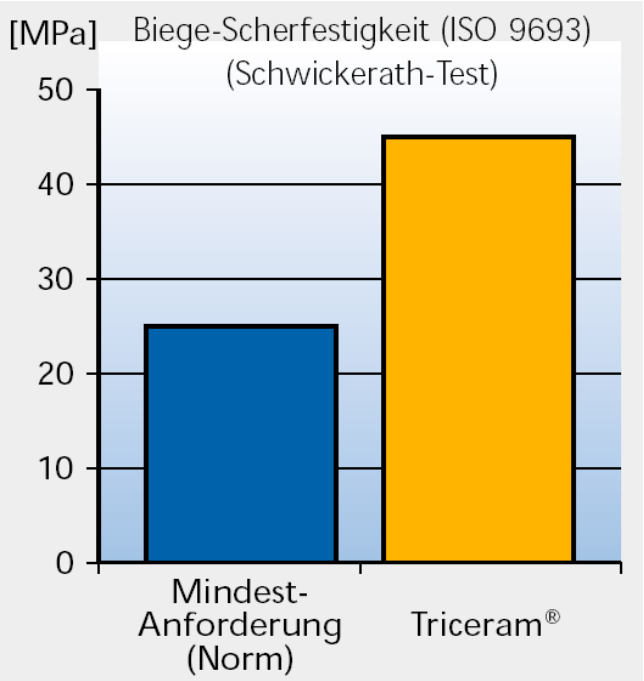


Abb. 4: Biege-Scherfestigkeit von Triceram® nach ISO 9693 (Quelle: [15])

2.2.3.3.2 ***Triceram***® *in der Literatur*

2008 stellten Stawarczyk und Fischer eine Studie vor, in der sie mithilfe des Tests nach Voss, die Bruchlasten von Kronen mit verschiedenen Gerüst und Verblendkombinationen prüften.

Für die Gerüste verwendeten sie Titan und ZrO_2, die dann anschließend mit dafür geeigneten Verblendmaterialien verblendet wurden.

Dadurch ergab sich die Möglichkeit, die Eignung der Universalverblendkeramik **Triceram**® für Titan- und ZrO_2-Gerüste zu untersuchen und gleichzeitig mit anderen Kombinationen zu vergleichen. Während für die Titan/ **Triceram**® Kronen Bruchlastwerte von 899 N gemessen wurden, ergaben sich für diejenigen aus ZrO_2/ **Triceram**® Werte von 931 N. Die naheliegenden Bruchlastwerte übersteigen deutlich die im Molarenbereich vorkommenden Kaukräfte, die bis zu 400 N betragen können. Im Vergleich zu allen anderen in dieser Studie geprüften Kombinationen, wiesen die Einzelzahnrekonstruktionen mit **Triceram**® die höchsten Bruchlastwerte auf, weshalb die Autoren eine Empfehlung für dieses System aussprechen [95].

2010 untersuchten Wehnert et al. vergleichend die Verbundfestigkeit von Verblendkeramiken zu ZrO_2. **Triceram**® erreichte beim 3-Punkt-Biegetest nach Schwickerath einen mittleren Wert von 38 MPa und lag damit im Vergleich von 5 weiteren Keramiken an zweiter Stelle. Mit dem Schmitz-Schulmeyer-Test wurde ein Medianwert von 47 MPa erreicht, womit **Triceram**® signifikant über den anderen Keramiken steht. Laut Autoren kann damit auf eine sichere klinische Anwendbarkeit geschlossen werden [110].

Ferner wurde der Einfluss von Oberflächenbearbeitungsverfahren auf den Verbund zwischen ZrO_2 und **Triceram**® untersucht. In einer Studie aus dem Jahr 2011 von Wehnert et al. wurden die Oberflächen der Prüfkörper neben dem Abstrahlen mit Al_2O_3 auch mit Diamantschleifkörpern mechanisch bearbeitet. Das Ergebnis zeigt jedoch, dass die Verbundfestigkeit zu **Triceram**® ohne vorherige mechanische Bearbeitung die höchsten Werte zeigt. Als Ursache werden hierfür Oberflächendefekte und Einschlüsse nach mechanischer Bearbeitung diskutiert [110].

Titangerüste können entweder gegossen, gefräst oder laser-gesintert werden. Mit welchem Titan **Triceram**® die höchsten Haftfestigkeitswerte aufweist, wurde bereits von Iseri et al. untersucht. Mittels Scherversuch wurde herausgefunden, dass der Haftverbund zu lasergesinterten Titanprüfkörpern am größten ist [42].

Weiter wurde Auswirkung von thermischer und mechanischer Wechselbelastung auf die Verbundfestigkeit von Titan zu **Triceram**® untersucht. Um den Kauvorgang zu simulieren, belasteten Vasquez et al. Prüfkörper 20.000-mal mit einer Kraft von 10 N (1 Zyklus pro Sekunde). Während der mechanischen Wechselbelastung waren die Prüfkörper in konstanter Wassertemperatur von 37° gelagert. Danach wurden sie alternierend (jeweils 10 Sekunden) in 4°C und 55°C destilliertem Wasser gelagert, wobei sich dieser Vorgang 3000-mal wiederholte. Nach Pröbster et al. entsprechen 6000 Zyklen 5 Jahre klinischer Bedingung. Der Alterungsprozess führte schließlich dazu, dass die Festigkeit der Probekörper nach ISO 9693 von 32 MPa auf 28 MPa abfiel [104].

Ein weiterer Aspekt der bereits untersucht wurde, ist der Einfluss von Bonder auf die Verbundfestigkeit von Titan und **Triceram**®. Bonder werden vor dem Aufbrennen der Verblendkeramik auf das Gerüst aufgetragen. Sie dienen einerseits dazu bereits zuvor bestehende Oxide zu lösen, andererseits sollen sie die Oxidation der Titanoberfläche beim Brennen vermindern. Die von Wehnert et al. durchgeführte Prüfung erfolgte mit dem 3-Punkt-Biegetest nach Schwickerath gemäß ISO 9693. Auf gegossenem Titan erreichte **Triceram**® ohne Bonder eine Verbundfestigkeit von 28,3 MPa und mit Bonder 35,5 MPa [110].

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass **Triceram**® sowohl im Vergleich zu anderen auf dem Markt erhältlichen Verblendkeramiken als auch in Bezug zu den in der Norm festgehaltenen Mindestanforderungen, insgesamt als positives Material eingestuft werden kann.

2.3 Haftverbund

2.3.1 Definition

Werden zwei Materialien miteinander in Berührung gebracht, wovon sich eines in flüssigem Zustand befindet, so haften sie meist nach der Erstarrung aneinander. Auf diese Weise kommt ein Haftverbund zustande. Wie groß die Haftung tatsächlich ist, kann mithilfe der Beanspruchung ermittelt werden, die dazu führt, dass die Materialien wieder voneinander getrennt werden. Beansprucht werden kann das Verbundsystem durch unterschiedliche Prüfmethoden (siehe Kapitel 2.3.4) [67, 88].

2.3.2 Titan-Keramik-Verbundsystem

Beim Titan-Keramik-Verbundsystem werden sowohl chemische als auch mechanische Haftmechanismen diskutiert.

Die Oxidschicht des Metalls hat die Funktion eines Mittlers zwischen dem Metall selbst (metallisches Bindungsverhältnis) und der Keramik (ionische/ kovalente Bindungsverhältnisse). Dabei gehen die Siliciumatome der Keramik über den Sauerstoff eine Verbindung zu den Metallatomen ein [60].

Beim Erhitzen von Titan entsteht schnell eine Oxidschicht namens „alpha-case“. Ist diese Haftoxidschicht zu dick, mindert sie nicht nur die mechanischen Eigenschaften wie Duktilität und Dauerfestigkeit, sondern beeinträchtigt auch den Metall-Keramik-Verbund. Für den Verbund gibt es für jedes Metall eine optimale Dicke der Oxidschicht, die über die Brenntemperatur beeinflusst werden kann [24, 60]. Titan-Keramik-Verblendsysteme besitzen unter anderem aus diesem Grund Brenntemperaturen von ca. 750-800°C. Zudem führt das nachträgliche Entfernen der „alpha-case“ zu einer erhöhten Haftfestigkeit.

Durch das Aufrauhen der Titanoberfläche werden die Oberfläche und damit die Kontaktfläche vergrößert.

Die richtige Einstellung des WAK von Titan und der Verblendung spielt ebenso eine entscheidende Rolle, um einen guten Verbund zu erhalten.

Liegt der WAK von Titan leicht über dem der Verblendung, so wird Letztere leicht unter Druckspannung gesetzt, was den Verbund verbessert. Die Spannungen die dadurch im Gerüst entstehen, können vom duktilen Titan durch elastische Verformung ausgeglichen werden [24, 26, 60, 104, 105].

2.3.3 Vollkeramikverbundsystem

Der Verbundmechanismus im Vollkeramikverbundsystem ist noch nicht vollständig geklärt. Aus chemischer Sicht werden die bereits oben (siehe Kapitel 2.3.2) genannten Sauerstoffbrückenbindungen zwischen den sowohl in der Gerüst- als auch Verblendkeramik vorhandenen Metalloxiden verantwortlich gemacht. Neben dem geringen Einfluss der oberflächlichen Vertiefungen und der Unterschnitte trägt auch hier insbesondere der WAK zur mechanischen Haftfestigkeit bei. Bei der richtigen Wahl der WAK beider Werkstoffe schrumpft die keramische Verblendung auf das Gerüst auf und es entsteht eine Spannungssituation innerhalb des Verbundes, welche die Haftfestigkeit zusätzlich erhöht [18, 60].

2.3.4 Prüfmethoden für die Haftfestigkeit

Prüfmethoden zur Haftfestigkeitsuntersuchung dienen dazu, den Kraftwert zu finden der benötigt wird, um den Verbund zwischen zwei Werkstoffen zu lösen. Die gemessene Kraft lässt letztendlich wieder auf die Festigkeit des zu untersuchenden Verbunds schließen. Im Mund sind die Verbundsysteme verschiedenen Belastungen ausgesetzt, weshalb auch unterschiedliche Versuchsanordnungen entwickelt wurden. Die Methoden unterscheiden sich sowohl in der Form der Prüfkörper (echte/stilisierte Verblendkronen oder geometrische Prüfkörper) als auch im Versuchsaufbau und den daraus resultierenden Angriffskräften. Mittels dieser Kräfte verfolgt man das Ziel, Spannungen in die Verbundzone (Interface) zu schaffen, die letztendlich zum Versagen des Systems führen. Man unterscheidet dabei grundsätzlich zwischen Zug-, Scher-, Druck- und Biegeversuch [67, 102].

2.3.4.1 Zugversuch

Bei diesem Versuchsaufbau erfolgt eine axiale Zugbelastung auf den geometrischen Prüfkörper.

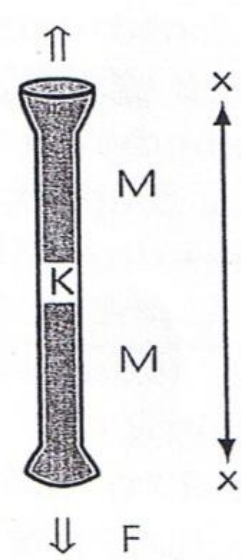


Abb. 5: Zugversuch (Quelle: [102])

2.3.4.2 Scherversuch

In dieser Versuchsanordnung wird an geometrischen Prüfkörpern eine Zugkraft parallel zur Verbundzone erzeugt. Um mögliche Biege- und Drehmomente zu vermeiden, muss der Abscherstempel so nahe wie möglich am Interface angreifen. Die Scherspannung wird dann als Quotient aus Kraft (bei Bruch) und Verbundfläche berechnet [82].

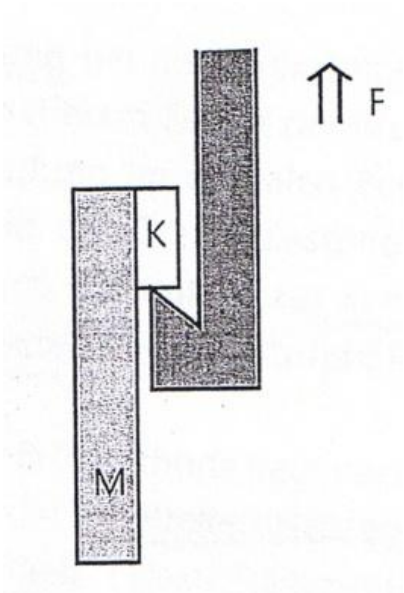


Abb. 6: Scherversuch (Quelle: [102])

2.3.4.3 Druckversuch

Bei dieser Prüfmethode nach Voß werden Probekörper in Form von verblendeten Einzelkronen verwendet. Mit Hilfe eines Stempels wird Druck in einem bestimmten Winkel zur Zahnachse auf die Inzisalkante ausgeübt. Als Versagensergebnis wird die maximale Belastung bis zum Bruch gewertet. Der VOSS-Test untersucht nicht ausschließlich den keramischen Verbund, sondern prüft den Zahnersatz als Ganzes [48].

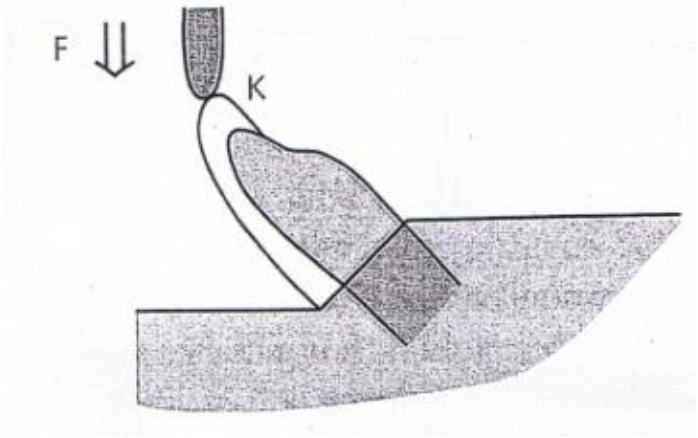


Abb. 7: Druckversuch (Quelle: [102])

2.3.4.4 Biegeversuch

Durch Biegetests kann auf der Unterseite von geometrischen Prüfkörpern eine Zugspannung erzeugt werden, welche letztendlich zum Versagen des Verbundsystems führt. Hier wird zwischen uniaxialen und biaxialen Biegetests unterschieden.

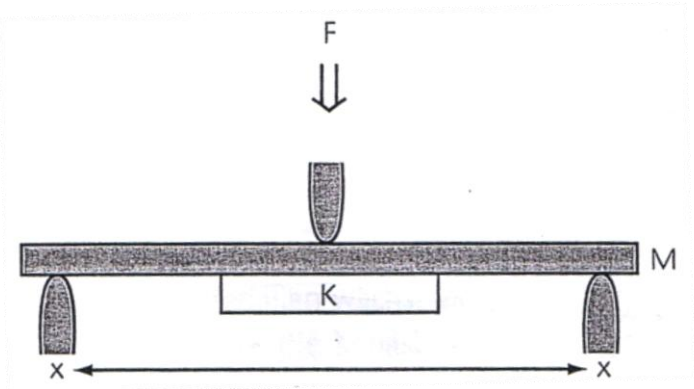


Abb. 8: Biegeversuch (Quelle: [102])

Zu den uniaxialen Biegetests zählt der 3-Punkt-Biegeversuch nach Schwickerath. Die Biegebelastung erfolgt durch einen Druckstempel in der Mitte eines rechteckigen Prüfkörpers, welcher wiederum an seinen Enden auf zwei Schneiden aufliegt. Dieser Versuch zeichnet sich sowohl durch einen einfachen Versuchsaufbau, als auch durch relativ einfache Prüfkörperherstellung aus [89].

Ergänzend gilt es noch den 4-Punkt-Biegetest zu erwähnen. Er liefert niedrigere Festigkeitswerte als der 3-Punkt-Biegetest, da beim Vierpunkt-Biegeversuch die unter maximaler Zugspannung stehende Oberfläche und das Volumen größer sind. Somit liegt eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Erfassen von Defektstellen vor [27].

Im Gegensatz hierzu steht der biaxiale Biegetest. In der Versuchsanordnung liegt der runde Prüfkörper zentrisch auf drei Kugeln auf. Sie liegen auf demselben Kreisumfang und stehen in einem Winkel von 120° zueinander. Ein senkrecht gerichteter Druckstempel belastet die Probenmitte und erzeugt dadurch eine Zugspannung an der Unterseite [82].

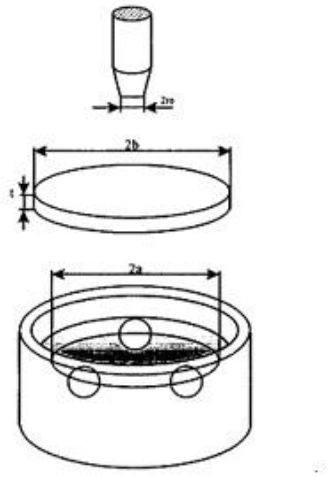


Abb. 9: Biaxialer Biegetest [40])

2.3 Normen

Die Festlegung von Normen dient auch in der zahnärztlichen Werkstoffkunde dazu, Ergebnisse international und standardisiert bewerten zu können [99].

Zur Untersuchung des Haftverbunds sind in der ISO Norm folgende Testverfahren festgehalten:

- 3-Punkt-Biegeschertest nach Schwickerath für Metallkeramiksysteme [2]
- Druck- und Scherversuch nach Schmitz- und Schulmeyer [2]

Zur Untersuchung der Festigkeit von Keramiken dient die nachstehende Versuchsanordnung:

- Biaxialer Biegetest [1]

Nach Angaben von Stüttgen wurde der 3-Punkt Biege-Schertest nach Schwickerath zunächst als Entwurf 13927 für metallkeramische Systeme in die Deutsche Industrie Norm aufgenommen, woraufhin er als DIN EN ISO 9693 für dentale restaurative Metallkeramiksysteme seit 2001 festgeschrieben ist [100].

Schwickerath schilderte um 1980, dass unter gegebener Beanspruchung, Spannungen in metallkeramischen Systemen auftreten können, welche die Verbundfestigkeit überschreiten und schließlich zum Abplatzen der Verblendung führen. Aufgrund von Versuchen mit Verbundstäben schließt Schwickerath darauf, dass Faktoren wie die Festigkeit der Verblendkeramik, das E-Modul der Legierung, die Dicke des Metalls im Verhältnis zur Verblendung und der WAK großen Einfluss auf die Bildung und der Größe der Spannungen haben. Trotzdem folgert er, dass neben diesen Faktoren die Höhe der Verbundfestigkeit an sich einen entscheidenden Teil zur effektiven Biegefestigkeit der Konstruktionen beiträgt. Er fordert deshalb genormte Prüfmethoden, um Materialien und Verfahren die zur Verbesserung der Verbundfestigkeit führen, besser überprüfen und vergleichen zu können [84, 86, 87, 89].

Auch Schmitz und Schulmeyer sprechen sich für das Einführen einer geeigneten Methode aus, um Vergleichszahlen für die Haftfestigkeit von Verbundsystemen zu erhalten. Deshalb schlagen sie den Schertest nach dem Prinzip von Silver, Klein und Howard vor. Den Autoren zufolge vereint dieser Test die Forderungen nach einer einfachen Prüfkörperherstellung und einer geringen Streuung der Prüfergebnisse (Toleranz von 10%) [82]. Als normierte Versuchsanordnung ist der Druck- und Scherversuch nach Schmitz und Schulmeyer heute in der DIN EN ISO 9693 zu finden [2].

Tholey führte 2007 einige Schwächen der bisher normierten Prüfmethoden für verblendete Prüfkörper auf [102]. Einerseits gehen Werte für die Biegefestigkeit der verwendeten Materialen nicht mit ein, welche laut Marx einen entscheidenden Beitrag zur Haftfestigkeit leisten [61]. Andererseits sind die Methoden für Vollkeramische Systeme nicht geeignet, was auf die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Gerüsts zurückzuführen ist. Typisch für Keramiken, weisen die Gerüste im Gegensatz zu den duktilen Metallgerüsten Sprödbruchverhalten auf. Bei der genormten Methode kommt es also bei Vollkeramischen Systemen statt einer Verbundprüfung zu einem Biegetest.

Tholey fordert deshalb Methoden zur Charakterisierung von systemunabhängigen Verbundeigenschaften [102].

1993 stellt auch Hammad die Biegetests zur Bestimmung der Haftfestigkeit in Frage, da sich dabei die Zugspannungs- und Haftkräfte des Verbundsystems überlagern. Der tatsächliche Verbund wird dem Autor zufolge also nicht geprüft [31].

2.4 Einfluss der Verblenddicke

Bei der Präparation eines Zahns muss der Zahnarzt einerseits darauf achten, dass er genügend Platz für die folgende Restauration schafft, andererseits sollte er so viel natürliche Zahnsubstanz erhalten wie möglich. In manchen klinischen Situationen hingegen ist die Länge des präparierten Zahns oder des Implantats kürzer als idealerweise. Diese Bedingungen führen dazu, dass je nach Situation die Verblenddicke der Restauration variieren kann. Es stellt sich nun die Frage, ob die Dicke der Verblendung Einfluss auf die Festigkeit der Konstruktion hat.

Diesem Thema widmeten sich schon einige Studien. 1988 wurde eine Untersuchung an stilisierten Metall-Keramik-Kronen durchgeführt, deren Schneiden in ihrer Dicke und Länge variierten. Dabei wurde beobachtet, dass bei gleichbleibendem Umfang eine Erhöhung der Verblenddicke zu einer verminderten Belastbarkeit der Konstruktion gegen schräg angreifende Kräften führte [13]. Shirakura et al. untersuchten sowohl stilisierte Metall-Keramik- als auch Vollkeramikkronen deren Verblendungen zwischen 2 und 4 mm variierten. Bei den Metall-Keramik-Kronen ergab sich für diejenigen mit geringerer Verblenddicke eine höhere Bruchlast. Die Vollkeramikkronen hingegen ließen sich in ihrer Festigkeit nicht von den Verblenddicken beeinflussen [90].

Auch bei einer in-vitro Studie an geometrischen Prüfkörpern aus Zirkoniumdioxid konnte kein signifikanter Einfluss der Verblendkeramik oder deren Schichtstärke auf das Gesamtsystem nachgewiesen werden [9].

Andere Untersuchungen an geometrischen Prüfkörpern aus Zirkoniumdioxid ergaben, dass die Verblendung an sich die Konstruktionen schwächt. Die Autoren schließen daraus, dass das Verblenden von Bereichen, welche unter hohem Stress stehen vermieden werden soll [5, 20, 30].

2.5 Die Berechnungsgrundlage der Biegefestigkeit

2.5.1 Der biaxiale Biegetest

Die Internationale Organisation für Normung hat zur Ermittlung der Biegefestigkeit von dentalen keramischen Werkstoffen neben der Drei- und Vierpunkt-Biegeprüfung den biaxialen Biegetest (DIN EN ISO 6872) festgelegt [1].

Dieser Versuchsaufbau dient als Standardmethode für die Ermittlung der Biegefestigkeit von Hochleistungskeramiken. Die Biegefestigkeit ist ein Wert für die Biegespannung in einem auf Biegung beanspruchten Körper, deren Überschreiten zum Bruch führt. Die Spannung kann mittels dieser Tests auf einfache Weise an der Unterseite der Prüfkörper erzeugt werden.

Ein Vorteil zum uniaxialen Biegetest liegt darin, dass der Zustand der Prüfkörperränder beim biaxialen Biegetest keinen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Werden Prüfkörper dem uniaxialen Biegetest unterzogen und anschließend unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet, zeigt sich, dass der durch Zugspannung erzeugte Bruch von defekten Stellen im Randbereich der Prüfkörper ausgeht. Beim biaxialen Biegetest liegen die möglichen defekten Stellen nicht im Bereich der maximalen Zugspannung. Deshalb ist diese Methode nicht so empfindlich auf Verarbeitungsfehlern und liefert verlässlichere Werte. Zudem können die Prüfkörper einfach hergestellt werden [27]. Im Gegensatz zu Prüfkörpern anderer Testverfahren stimmt das Volumen-Oberflächenverhältnis der runden Prüfkörper des biaxialen Tests am ehesten mit demjenigen von Kronen überein [14].

Besonders zu beachten ist allerdings die Tatsache, dass dieser genormte Versuch nur für Probenkörper einheitlichen Materials vorgesehen ist.

Nach DIN EN ISO 6872 berechnet sich für den biaxialen Biegetest die Biegefestigkeit des Werkstoffes nach folgender Formel:

$$\sigma = -0{,}2387P\frac{(X-Y)}{b^2} \quad (1)$$

wobei gilt

$\sigma =$ die maximale Zugspannung in der Mitte (MPa)

$P =$ die beim Bruch gemessene Gesamtkraft (N)

$$X = (1+\nu)ln\left(\frac{r2}{r3}\right)^2 + \left[\frac{(1-\nu)}{2}\right]\left(\frac{r2}{r3}\right)^2 \quad (2)$$

$$Y = (1+\nu)\left[1 + ln\left(\frac{r1}{r3}\right)^2\right] + (1-\nu)\left(\frac{r1}{r3}\right)^2 \quad (3)$$

wobei gilt

$b =$ die Dicke des Probekörpers am Bruchursprung (mm)

$\nu =$ die Poisson´sche Querkontraktionszahl

$r1 =$ der Radius des Unterstützungskreises (mm)

$r2 =$ der Radius des belasteten Bereichs (mm)

$r3 =$ der Radius des Probekörpers (mm) [1]

2.5.2 Der biaxiale Biegetest für verblendete Prüfkörper

Um eine Aussage über die langfristige Haltbarkeit einer Restauration zu treffen, reicht das Wissen über die Biegefestigkeit der Verblendkeramik alleine nicht aus. Studien mit verblendeten Prüfkörpern sind dagegen mit der klinischen Situation besser vergleichbar. Für die Ermittlung des Haftverbunds verblendeter Prüfkörper sind von der internationalen Organisation für Normung bereits Prüfmethoden in Schriftform festgehalten. Dazu zählt neben dem Drei-Punkt-Biegetest nach Schwickerath auch der Druck- und Schertest nach Schmitz-Schulmeyer [2].

Die vorliegende Studie wird in Anlehnung an die DIN EN ISO 6872 durchgeführt. Statt Prüfkörper einheitlichen Materials werden verblendete Proben biaxial belastet. Der ISO 6872 zufolge liegt die Probe drei Kugeln auf und wird mit einem Stempel senkrecht belastet. Es gibt zwei Möglichkeiten die verblendeten Körper zu testen. Zeigt die Verblendfläche in der Versuchsanordnung nach unten, wird sie im Bereich der größten Spannung liegen. Dies stellt beispielsweise die klinische Situation von Brückenkonnektoren dar, welche häufig Ursprung des Versagens sind. Liegt das Gerüst hingegen in der Spannungszone, kann dies als eine vergleichbare Situation mit einer okklusal belasteten Krone gesehen werden [103].

Der biaxiale Biegetest für verblendete Prüfkörper erfreut sich inzwischen immer größerer Beliebtheit. Die Prüfmethode hat einige Vorzüge gegenüber den international normierten Tests für verblendete Prüfkörper. Innerhalb einer Restauration treten vor allem biaxiale Spannungen auf. Der biaxiale Biegetest ist deshalb besonders geeignet, um die klinische Situation und die dort auftretenden Kräfte der Realität entsprechend nachzustellen. Bei einem runden Prüfkörper, dessen Verblendkeramik in der Zugzone liegt, gilt, dass die Zone der maximalen Spannung im Mittelpunkt der Verblendoberfläche liegt. Verarbeitungsfehler und Risse im Randbereich haben somit einen geringen Einfluss auf das Ergebnis [27].

Zudem stimmt das Volumen-Oberflächenverhältnis der runden Prüfkörper im Vergleich denjenigen anderer Verfahren am ehesten mit demjenigen von Kronen überein [14]. Desweiteren sind sie einfach herzustellen und gut zu reproduzieren [27].

Werkstoffprüfverfahren dienen der vergleichenden Beurteilung von Materialien und Materialkombinationen. Um die Eignung und Haltbarkeit des Verbundsystems darzustellen, kann man bei der geplanten Versuchsdurchführung die bei der Biegeprüfung erhaltenen Bruchlastwerte der Prüfgruppen miteinander vergleichen. Kerler quantifizierte zum Beispiel in seiner Dissertation die Festigkeit der verblendeten Konstruktionen, indem er nur die Bruchlastwerte verglich, welche zum endgültigen Bruch führten [50].

Interessant wäre es zudem, die ermittelte Bruchlast in Beziehung zu der vorherrschenden Biegespannung in der Verblendkeramik an der Prüfkörperunterseite zu setzen. Daraus könnte man schließen, welchen Einfluss das Gerüstmaterial und die Verblenddicke auf die Festigkeit der Verblendkeramik haben. Relevant ist die Biegespannung an der Unterseite des Prüfkörpers jedoch erst, wenn er auch Ursprung des Versagens darstellt [35].

In der DIN EN ISO 6872 ist die Formel zur Berechnung der Biegespannung im biaxialen Test für Prüfkörper einheitlichen Materials niedergeschrieben. Es stellt sich nun die Frage, ob für verblendete Prüfkörper dieselbe Gleichung 1 angewendet werden kann?

Das Verhalten eines Werkstoffs auf Beanspruchung ist materialspezifisch und hängt von seinen physikalischen Größen ab. Um dies bei der Berechnung der Biegespannung zu berücksichtigen, fließt in Gleichung 1 die Materialeigenschaft in Form der Poisson´schen Zahl und dem E-Modul mit ein. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Prüfkörper bestehen aus zwei unterschiedlichen Komponenten.

Zur Berechnung der Biegespannung verblendeten Prüfkörper bedarf es also einer Gleichung, in der die physikalischen Größen beider Materialien mit einfließen.

Ziel der Studie ist zudem herauszufinden, welchen Einfluss unterschiedliche Verblendschichtstärken auf die Festigkeit haben. Da es somit Prüfgruppen mit unterschiedlichen Schichtdicken gibt, sollte die Formel zusätzlich die Größen von Gerüst und Verblendung berücksichtigen.

In dem im Jahre 1989 erschienen Buch „Roark´s formulas for stress and strain“ wird eine Formel zur Berechnung der Biegefestigkeit von runden bimetallischen Scheibchen, welche biaxial belastet werden, vorgeschlagen [116]. Von entscheidender Bedeutung ist, dass die materialspezifischen Eigenschaften (Poisson´sche Zahl und das E-Modul) beider Verbundkomponenten in den Formeln mit inbegriffen sind. Ein weiterer Aspekt der in den Formeln berücksichtigt wird, ist die Möglichkeit, die differierenden Schichtdicken des Verbundsystems einzusetzen. Neben weiteren Größen wie dem Prüfkörperradius fließen aber auch die Begebenheiten der Versuchsanordnung mit ein. Dazu zählt neben dem Radius des Auflagekreises auch derjenige des Stempels.

Chun-Hway Hsueh et al. erkannten ebenso die Problematik einer fehlenden Gleichung zur Berechnung der Biegefestigkeit von verblendeten Prüfkörpern, welche dem biaxialen Biegetest unterzogen wurden [34–39]. In einem Artikel aus dem Jahre 2009 führen sie die Roark Formel vollständig auf. Im Gegensatz zu den anderen in der Literaturrecherche gefundenen Formeln, wird bei dieser Gleichung zusätzlich der Überhang des Prüfkörpers zum Auflagekreis berücksichtigt. Hsueh et al. vergleichen in ihren Studien insbesondere die Biegespannungen an den Probenunterseiten und betonen, dass die Formel nur gilt, falls an der Probenunterseite auch der Bruchursprung liegt [35].

Hsueh et. al zeigen in ihren Studien, dass die Spannungen innerhalb der Schichten linear zu nehmen (siehe Abb. 10). An der Unterseide einer jeden Schicht ist die Biegespannung am größten [35].

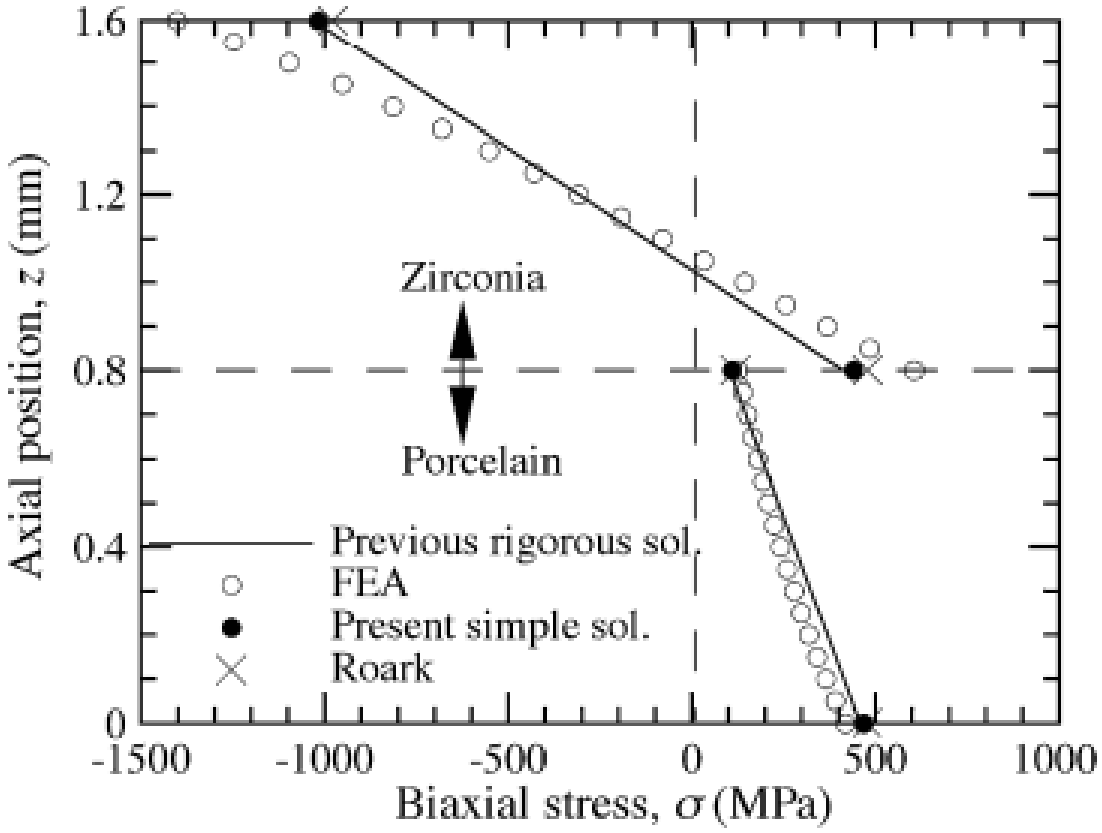


Abb. 10: Biegespannung durch den Probekörper (Quelle: [35])

Die Literaturrecherche zeigt, dass der Versuchsaufbau des biaxialen Biegetests nicht immer gemäß der ISO 6872 („piston-on-three-balls“) durchgeführt wird. Viele Autoren verwenden statt der drei Kugeln einen Metallring als Auflage. Die Belastung erfolgt entweder mithilfe eines Stempels („piston-on-ring“) oder eines Rings („ring-on-ring“). Diese Versuchsanordnung erfordert eine absolut plane Fläche des Prüfkörpers [35]. Studien belegen, dass die biaxialen Spannungen im Mittelpunkt des Prüfkörpers unabhängig von der Auflagefläche sind [41, 51]. Die Roark Formel kann demzufolge für beide Versuchsaufbauten („piston-on-three-balls“ und „piston-on-ring“) gleichermaßen angewendet werden.

Folgende Formeln (Roark-Formel) werden in dieser Studie für die Berechnung der Biegespannung an der Prüfkörperober- und Unterseite verwendet [35]:

$$\sigma_{(Bottom)} = \frac{6M}{ta^2 Kp}\left[\frac{Ebtb(1-va^2)}{Eata(1-vb^2)} + \frac{ta}{tb}\frac{(1-va^2)\left(1+\left(\frac{tb}{ta}\right)\right)\left(1+\frac{Eata}{Ebtb}\right)}{\left(1+\frac{Eata}{Ebtb}\right)^2 - \left(va+\frac{vbEata}{Ebtb}\right)^2}\right] \quad (4)$$

$$\sigma_{(Top)} = \frac{-6M}{t_2^2\, K_p}\left[1 + \frac{(1-v_2^2)(1+t_1/t_2)(1+E_2\, t_2/E_1 t_1)}{(1+E_2\, t_2/E_1 t_1)^2 - (v_2 + v_1 E_2\, t_2/E_1 t_1)^2}\right] \quad (5)$$

wobei gilt

$ta =$ Dicke des Gerüsts (mm)

$tb =$ Dicke der Verblendung (mm)

$Ea =$ E-Modul des Gerüsts (N/mm²)

$Eb =$ E-Modul der Verblendung (N/mm²)

$$M = \frac{P}{8\pi}\left\{(1+ve)\left[1+2ln\left(\frac{a}{c}\right)\right] + (1-ve)\left[1-\frac{c^2}{2a^2}\right]\frac{a^2}{R^2}\right\} \quad (6)$$

$a =$ Radius des Auflagekreises (mm)

$c =$ Radius des Stempels (mm)

$R =$ Radius des Prüfkörpers (mm)

$P =$ Bruchlast (N)

$ve =$ entsprechende Poisson´sche Querkontrationszahl des verblendeten Prüfkörpers, berechnet nach folgender Formel:

$$ve = v2\frac{Kq}{Kp} \quad (7)$$

$$Kq = 1 + \frac{Ebvb^3(1-va^2)}{Eavata^3(1-vb^2)} + \frac{3(1-va^2)\left(1+\frac{tb}{ta}\right)^2\left(1+\frac{vbEata}{vaEbtb}\right)}{\left(1+\frac{Eata}{Ebtb}\right)^2 - \left(va+vb\frac{Eata}{Ebtb}\right)^2} \quad \textbf{8}$$

$$Kp = 1 + \frac{Ebtb^3(1-va^2)\left(1+\frac{tb}{ta}\right)^2\left(1+\frac{Eata}{Ebtb}\right)}{\left(1+\frac{Eata}{Ebtb}\right)^2 - \left(va+vb\frac{Eata}{Ebtb}\right)^2} \quad \textbf{9}$$

Hsueh et. al beabsichtigten in ihrer Studie eine Formel (Formel 10) zu entwickeln, die einfacher zu handhaben ist als die Roark Formel [37]. Dies gelang ihnen, indem sie die bereits bestehende Formel 1 für Prüfkörper einheitlichen Materials umwandelten. Um die Richtigkeit der entwickelten Gleichung zu überprüfen, wurden die gewonnenen Biegefestigkeitswerte mit den Ergebnissen aus der Roark Formel und den Finite-Element-Methode (FEA) verglichen. Hsueh et al. konnten dabei eine gute Übereinstimmung der Ergebnisse festhalten (siehe Abb. 10).

$$\sigma_{(Bottom)} = \frac{(-6E_1M/(1-v_1))[E_1t_1^2/(1-v_1) + E_2t_2^2/(1-v_2)\,2E_2t_1t_2/(1-v_2)]}{[E_1t_1^2/(1-v_1) + E_2t_2^2/(1-v_2)]^2 + 4E_1E_2t_1t_2(t_1^2+t_1t_2+t_2^2)/((1-v_1)(1-v_2))} \quad \textbf{10}$$

Hsueh et. al zufolge können außerdem mithilfe einer weiteren Gleichung die Biegespannungen durch die gesamte Probe bestimmt werden. Dies wäre relevant, da die maximale Spannung je nach E-Modul und Schichtstärke auch am Interface auftreten könnte. Die Roark Formel ermöglicht lediglich die Ermittlung der Biegespannung an der Prüfkörperober- und Unterseite. Benötigt werden zur Bestimmung der Spannungen am Interface neben der Formel (Formel 11+12) von Hsueh et al., die Biegespannungen an der Ober- und Unterseite der Probe, welche man zuvor mittels der Roarkformel ermittelt [35].

$$\sigma_1 = \frac{E_1(1-v_2)t_1\sigma_T}{E_2(1-v_1)(t_1+t_2)} + \frac{t_2\sigma_B}{t_1+t_2} \quad \textbf{11}$$

$$\sigma_2 = \frac{t_1\sigma_T}{t_1+t_2} + \frac{E_2(1-v_1)t_2\sigma_B}{E_1(1-v_2)(t_1+t_2)} \quad \textbf{12}$$

3 Ziele der Arbeit

Die Literaturrecherche zeigte, dass seither einige In-Vitro Studien zu **Triceram**® durchgeführt wurden, welche alle für eine ausgesprochen hohe Verbundfestigkeit sprechen [15, 95, 109]. Bisher wurde aber nie die Haftfestigkeit von **Triceram**® zu Titan und Zirkoniumdioxid vergleichend mit derselben Versuchsanordnung untersucht.

Gegenstand dieser Arbeit ist es herauszufinden, ob die Bruchlast der Titan/**Triceram**®-Proben höher ist als die der Zirkoniumdioxid/ **Triceram**®-Proben. Zudem sollen Erkenntnisse gewonnen werden, inwiefern sich die Verblenddicke auf die Festigkeit der Prüfkörper auswirkt.

In der vorliegenden Studie wurde zwar die Versuchsanordnung der ISO Norm 6872 gewählt, jedoch wurden hier statt den eigentlich vorgesehenen Proben einheitlichen Materials, verblendete Prüfkörper biaxial belastet. Eine normierte Formel für die Berechnung der Biegefestigkeit verblendeter Prüfkörper liegt bisher nicht vor. Ein weiterer Gegenstand dieser Studie ist somit, durch die Literaturrecherche eine Gleichung zu finden, mithilfe derer man die Spannungen innerhalb der biaxial belasteten Proben berechnen kann. Ziel ist es den Einfluss, den das Gerüstmaterial und die Verblenddicke auf die Festigkeit der Verblendkeramik haben, mit den berechneten Ergebnissen bewerten zu können.

Um zu Analysieren, welches Bruchverhalten die unterschiedlichen Proben aufweisen, werden Mikroskopaufnahmen angefertigt. Anhand der Aufnahmen soll das Bruchverhalten der Proben in Bezug zur Bruchlast, zum Gerüstmaterial und zur Verblendstärke gesetzt werden.

Bei der Versuchsdurchführung wird nur ein Teil der verblendeten Prüfkörper gemäß ISO 6872 unter kontinuierlicher Kraftzunahme biaxial belastet. Der andere Teil erfährt im sogenannten Stufentest eine dauerhafte biaxiale Belastung, die stufenweise erhöht wird. Es gilt die Abnahme der Belastbarkeit zu ermitteln, die die Proben bei einer stufenweisen Kraftzunahme aufweisen.

Neben der vergleichenden Untersuchung der Titan/ **Triceram**®- und Zirkoniumdioxid/ **Triceram**®-Proben soll diese Arbeit als Grundlage der Diskussion dienen, ob sich eine Empfehlung dieser Versuchsanordnung aussprechen lässt. Mit der Aufnahme der Versuchsanordnung in die ISO Norm wäre zukünftig eine Vergleichbarkeit und Einordnung der Ergebnisse möglich.

4 Material und Methode

Es handelte sich um eine experimentelle in-vitro Studie, in der die Haftfestigkeit der Verblendkeramik **Triceram®** zu den Gerüstmaterialien Titan und Zirkoniumdioxid im Vergleich untersucht wurde. Gleichzeitig wurde das Ziel verfolgt, den Einfluss der Verblenddicke auf die Gesamtfestigkeit der Konstruktionen zu ermitteln. Zur experimentellen Durchführung der Studie mussten zunächst Prüfkörper hergestellt werden. Diese wurden anschließend in Anlehnung an die DIN EN ISO 6872 und im statischen Stufentest geprüft.

4.1 Material

4.1.1 Gerüstmaterial

4.1.1.1 Titan

Als Gerüstmaterial diente das Titan **rematitan®** grade 2 der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) mit der Chargennummer 163. Die physikalischen Eigenschaften können der folgenden Tabelle entnommen werden.

Tab. 4: Eigenschaften rematitan®

E-Modul (GPa)	105
Biegefestigkeit (MPa)	k.A.
Poissonzahl	0,34
WAK ($10^{-6} * K^{-1}$)	9,6

4.1.1.2 Zirkoniumdioxid

Des Weiteren wurde für die Zirkoniumdioxidproben das **Zentoec Zr Bridge®** der Firma Wieland Dental (Pforzheim, Deutschland) zur Verfügung gestellt. Die Bestandteile und physikalischen Eigenschaften können aus der nachstehenden Tabelle (Tab. 5) entnommen werden.

Tab. 5: Eigenschaften Zenotec Zr Bridge®

E-Modul (GPa)	210
Biegefestigkeit (MPa)	1400 ± 200
Poissonzahl	0,25
Vickershärte (HV)	1300
Druckfestigkeit (MPa)	2000
Bruchzähigkeit (MPa*$\sqrt{m}$)	5
WAK ($10^{-6} * K^{-1}$)	9,2
Zusammensetzung	Zirkoniumdioxid (ZrO_2+HfO_2) 99,0% Yttriumoxid (Y_2O_2) > 4,5-6,0% Aluminiumoxid (Al_2O_2) < 0,5% Andere Oxide < 0,5%

4.1.2 Verblendmaterial

Für beide Gerüstwerkstoffe wurde die Verblendkeramik **Triceram®** der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) verwendet. Die Verblendung der Titanproben erfolgte mit nachstehenden Komponenten:

Pastenbonder (REF 292-110-10)

Opaker A3 (REF 292-213-30)

Universal B.O.L. -Flüssigkeit (REF 299-180-80)

Dentin A3 (REF 294-213-30)

Modellier-LV+ Univ. (REF 299-160-80)

NT Neutral transparent (REF 295-299-30)

Stains neutral (REF 296-199-10)

Die Zirkoniumdioxidproben wurden mithilfe folgender Bestandteile verblendet:

Fluo Liner (REF 292-514-40)

Dentin A3 (REF 294-213-30)

Modellier-LV+ Univ. (REF 299-160-80)

NT Neutral transparent (REF 295-299-30)

Stains neutral (REF 296-199-10)

Nachstehende Tabelle (Tab. 6) gibt Aufschluss über die physikalischen Eigenschaften und die Zusammensetzung von **Triceram®** und deren einzelnen Komponenten.

Tab. 6: Eigenschaften Triceram® (Quelle: [15])

E-Modul (GPa)		210
Biegefestigkeit (MPa)	Opaker	88
	Dentin	80
Poissonzahl		0,25
Vickershärte (HV)		530
Bruchzähigkeit (MPa*$\sqrt{\mathrm{m}}$)		1,5
WAK ($10^{-6} * \mathrm{K}^{-1}$)	Bonder	9,2
	Opaker	8,8
	Dentin	8,6

4.2 Methode

4.2.1 Prüfkörperherstellung

4.2.1.1 Übersicht der Prüfkörpergruppen

Zur Durchführung der Studie wurden insgesamt 240 Prüfkörper hergestellt. Es gab sowohl eine Titan- als auch eine Zirkoniumdioxid-Gruppe à 120 Prüfkörper. Diese 120 Prüfkörper wurden anhand ihrer Verblenddicken in drei Untergruppen mit jeweils 40 Proben (1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm) unterteilt. 30 Prüfkörper wurden in Anlehnung an ISO 6872 getestet. Die anderen 10 wurden dem statischen Stufentest unterzogen. Das folgende Schaubild (Abb. 11) zeigt die hergestellten Prüfkörper in einem zusammenfassenden Überblick.

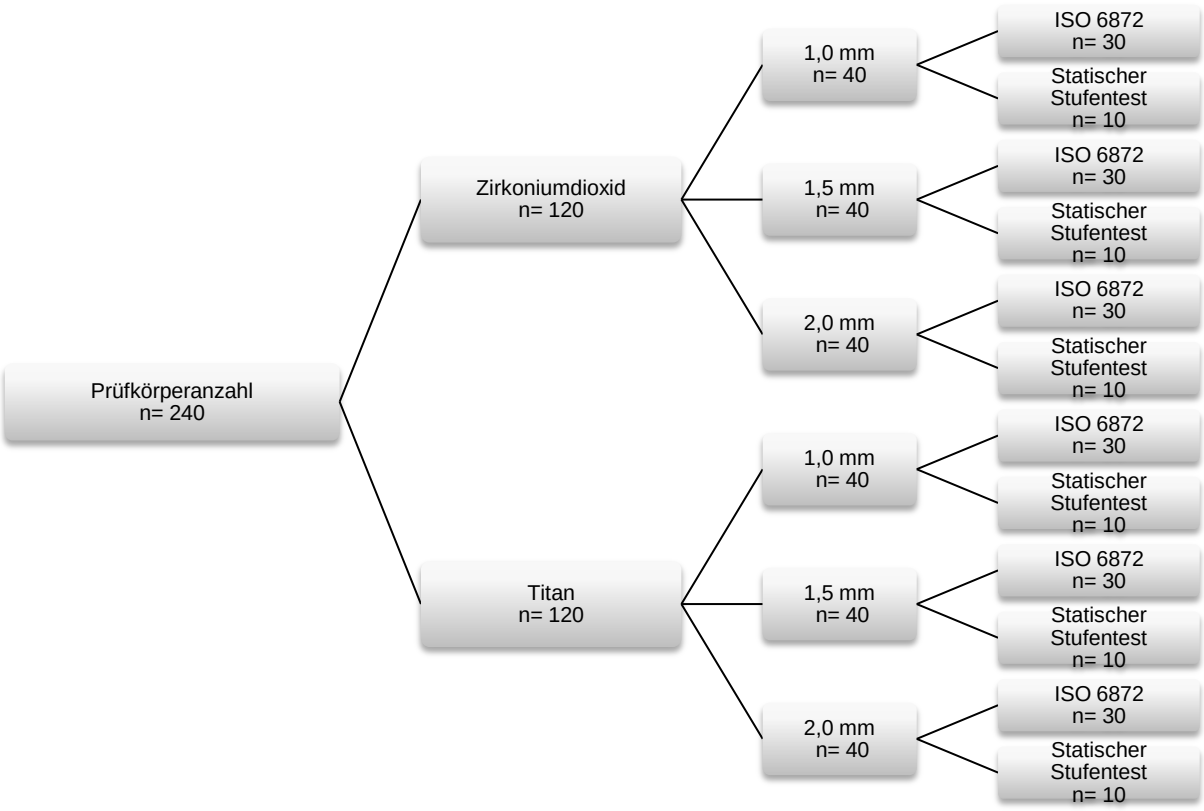


Abb. 11: Übersicht der Prüfkörpergruppen (Quelle: Eigene Darstellung)

4.2.1.2 Dimension der Prüfkörper

In Anlehnung an ISO 6872 wiesen die Prüfkörper einen Durchmesser von 12 mm auf. Die Dicke des Gerüsts betrug sowohl für Titan als auch für Zirkoniumdioxid 0,8 mm. Die Verblenddicke variierte zwischen 1,0 mm, 1,5 mm und 2,0 mm. Die nachstehende Abbildung verdeutlicht die Größenverhältnisse der Prüfkörper.

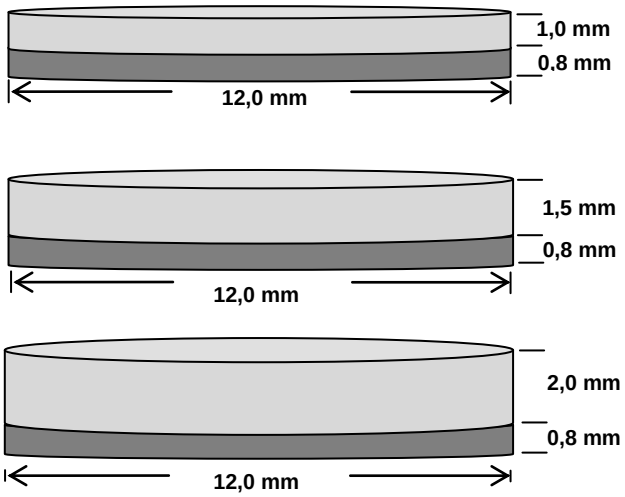


Abb. 12: Prüfkörpermaße (Quelle: Eigene Darstellung)

4.2.2.1 Herstellung des Gerüsts

Es wurden 120 **rematitan®** Proben von der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) zur Verfügung gestellt. Hierbei handelte es sich um gegossenes Titan grade 2 mit der Chargennummer 163. Wie in der nachfolgenden Abbildung (Abb. 13) ersichtlich, wiesen die Proben bereits die gewünschten Maße auf.

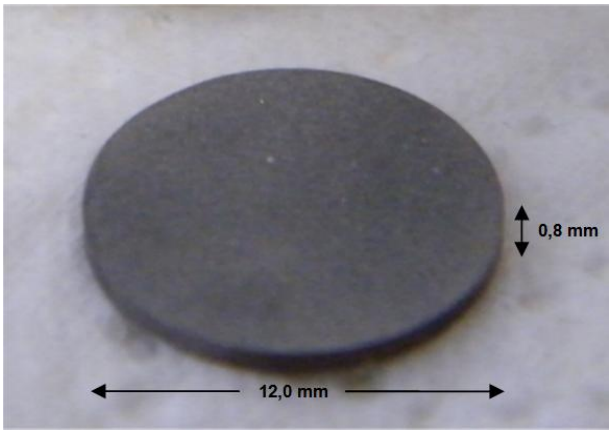


Abb. 13: Titanprobe (Quelle: Eigenes Foto)

4.2.2.2 Oberflächenkonditionierung

Um die Titanproben mit **Triceram**® verblenden zu können, bedarf es laut Herstellerangaben einer Vorbehandlung der Oberfläche. Es erfolgte ein sorgfältiges Abstrahlen der Titanoberfläche mit Aluminiumoxid (120 µm) in einem dafür vorgesehenen Sandstrahlgerät bei einem Abstand von 1,5 cm und einem Druck von 2,5 bar. Um den empfohlenen Strahlwinkel von 45° einzuhalten, wurde eigens eine Halterung entworfen und angefertigt (Siehe 4.2.2.3).

Die Prüfkörper wurden vor dem Einspannen farblich markiert und anschließend bis zum vollständigen Entfernen der Farbe abgestrahlt. Dadurch wurde eine ausreichende Konditionierung aller Oberflächenbereiche gewährleistet. Mithilfe eines Dampfstrahlgeräts wurden die Probekörper gereinigt und anschließend 10 Minuten an der Luft passiviert unter Einhaltung der Anweisung des Herstellers, die Proben nicht länger als 30 Minuten passivieren zu lassen. Dabei wurde stets darauf geachtet, die Proben nach erfolgter Reinigung nicht mehr zu berühren.

4.2.2.3 Entwicklung einer Probenhalterung

Für die Entwicklung der Halterung wurden folgende Bedingungen berücksichtigt:

- **Individuell einstellbarer Strahlwinkel (1)**
- **Zügiges Befestigen und Entfernen des Griffels (2) und des Prüfkörpers (5) ohne diese zu beschädigen**
- **Individuell einstellbarer Abstand (3) zwischen Griffeldüse und Prüfkörperoberfläche**
- **Freie horizontale Bewegungsmöglichkeit (4) des Prüfkörpers zum befestigten Griffel. Dies ist die Voraussetzung zur Erfassung der gesamten Oberfläche**
- **Der eingestellte Strahlabstand muss dabei stets eingehalten werden können**
- **Freie Sicht auf die Probe während des gesamten Strahlvorgangs**

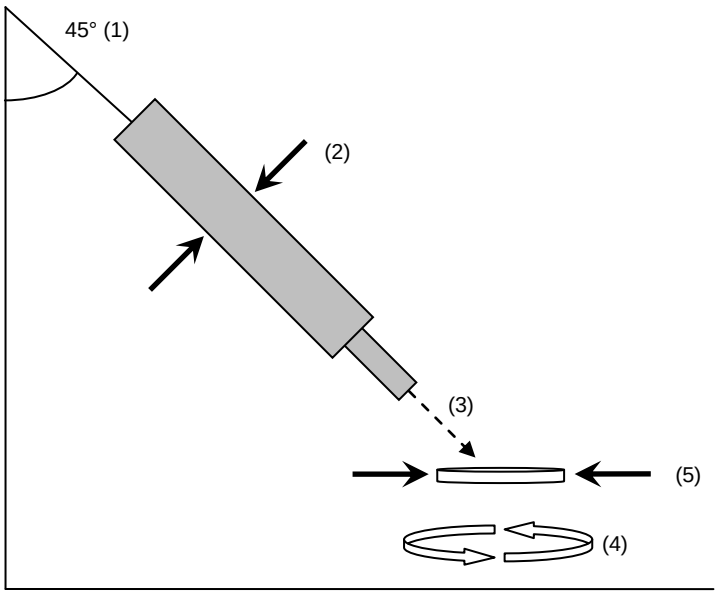


Abb. 14: Skizze der Halterung (Quelle: Eigene Darstellung)

Zunächst wurde das Sandstrahlgerät samt Griffel vermessen und alle wichtigen Parameter notiert. Daraufhin erfolgte die Fertigung einer Halterung, welche aus zwei Teilen besteht (Abb. 15).

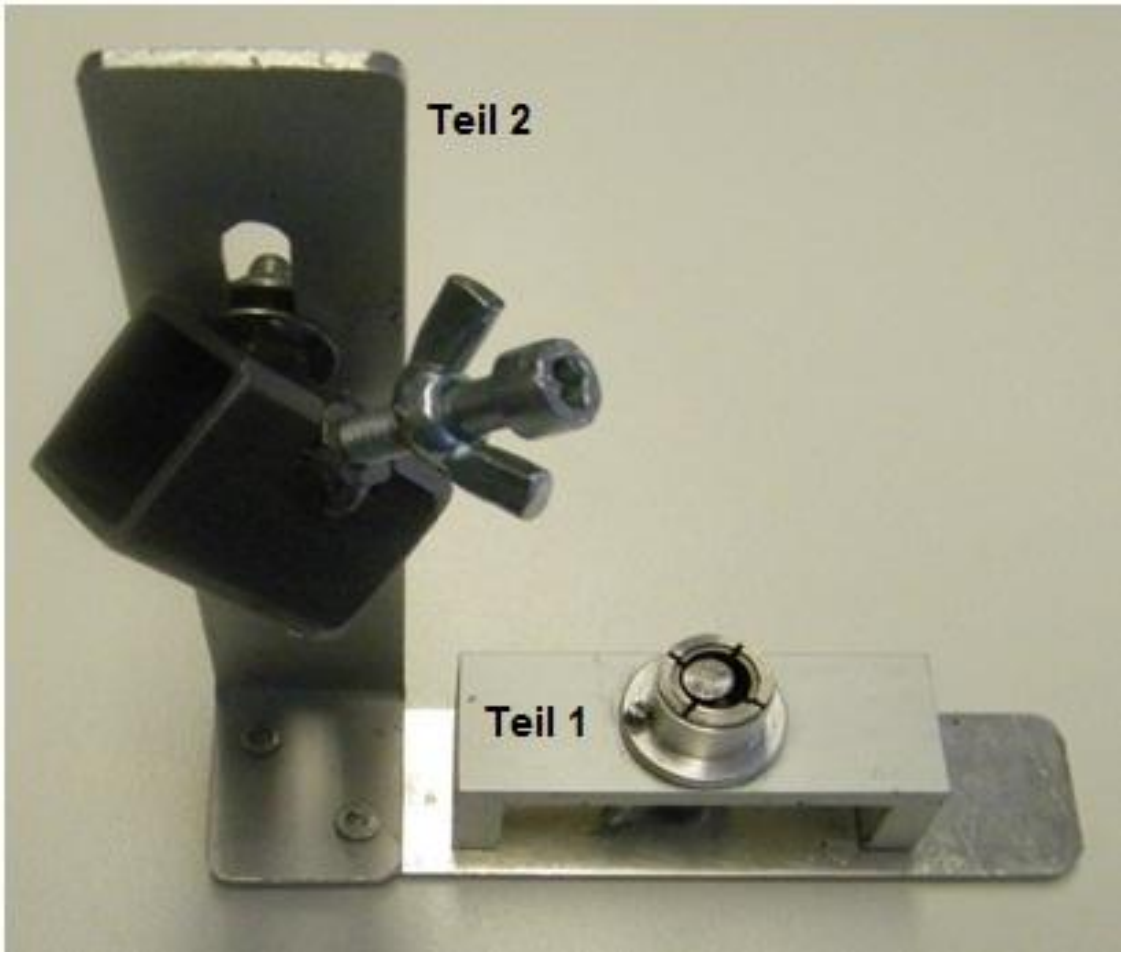


Abb. 15: Übersichtsaufnahme der Halterung (Quelle: Eigenes Foto)

Teil 1 (siehe Abb. 16) dient der Befestigung der Titanprobe. Dieser Teil der Halterung besteht aus einem U-Profil (I), welches mittig mit einem Loch versehen wurde, um einen Spannkonus befestigen zu können (III). In die Spannvorrichtung wurde zuvor eine Einkerbung mit einem Durchmesser von 12,3 mm und einer Tiefe von 0,5 mm gedreht (IV). Da die Probe gering über den Spannkonus hinausragt, kann eine Behinderung des Strahlgangs durch den Konus ausgeschlossen werden.

Teil 2 (siehe Abb. 17) der Halterung dient der Befestigung des Griffels für das Sandstrahlgerät. Er besteht aus drei Einzelteilen. Die Basis bildet ein Grundrahmen (V), dessen zwei Flächen in einem Winkel von 90° zueinander stehen. Die untere Fläche (V.I) dient als Führungsschiene. Auf diese Schiene kann Teil 1 plan aufgesetzt und parallel frei bewegt werden. In die senkrechte Fläche des Grundrahmens (V.II) als auch in die Fläche (VI) wurden parallel zum Außenrand Leitschienen ausgesägt.

Diese Führungen ermöglichen nicht nur die Befestigung der drei Einzelteile (V, VI, VII), sondern auch die individuelle Einstellung von Abständen und Winkeln. Die Befestigung erfolgt jeweils mit einer Mutter und zwei Unterlegscheiben. Die eigentliche Montage des Griffels erfolgt über das dritte Einzelteil (VII). Hierzu wurde aus einer viereckigen Stahlstange ein 3 cm langes Stück abgesägt. Anschließend wurde an zwei benachbarten Kanten jeweils eine Mutter angeschweißt. Auf der einen Seite wird die Befestigung des Stahlrahmens an die Führungsschiene (VI) ermöglicht. Auf der anderen Seite kann mithilfe einer Schraube (VIII), welche an ihrem vorderen Ende glatt geschmirgelt wurde, der Griffel festgeklemmt werden. Innerhalb des Stahlrahmens garantieren die in einem Winkel von 90° zueinander liegenden Innenflächen ein planes Aufliegen des Griffels.

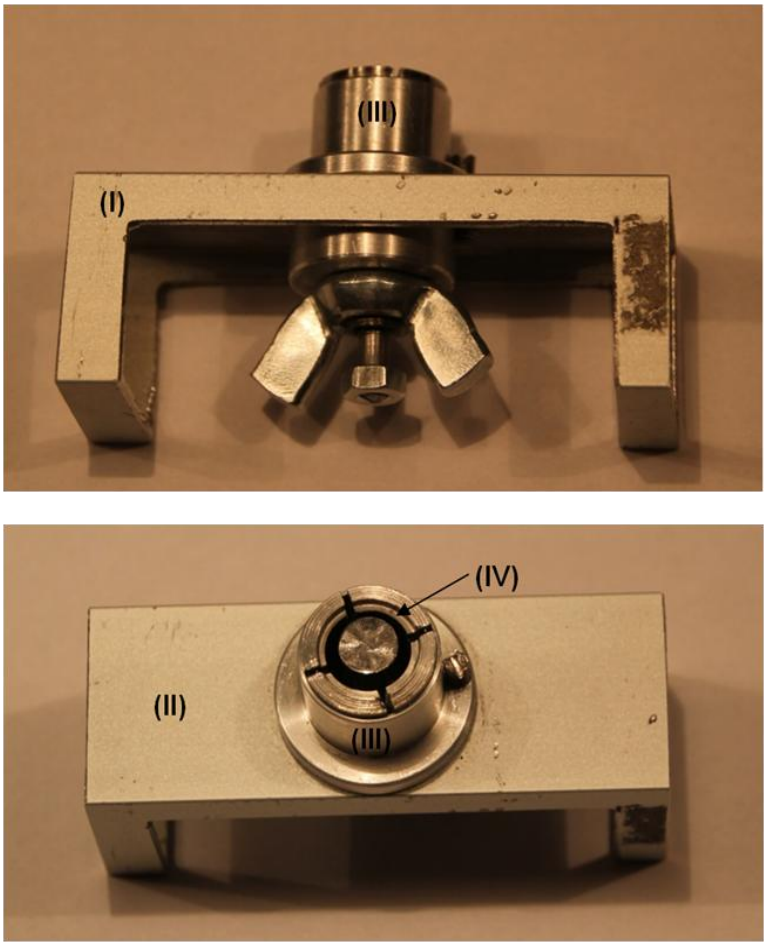


Abb. 16: Teil 1 der Halterung (Quelle: Eigenes Foto)

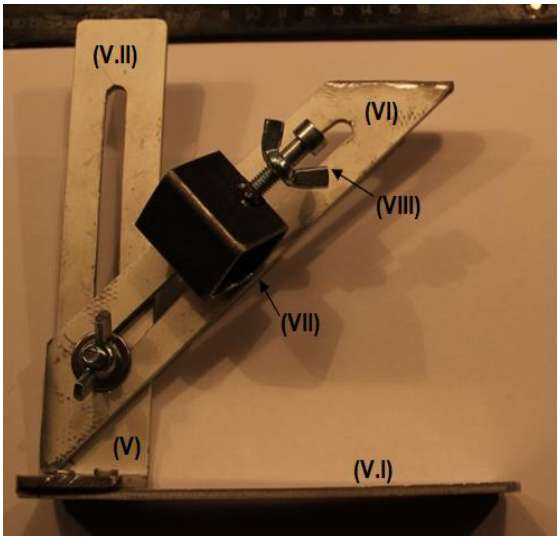


Abb. 17: Teil 2 der Halterung (Quelle: Eigenes Foto)

Bei der Festlegung der Halterungsgröße wurde darauf geachtet, dass sie problemlos in das Sandstrahlgerät passt. Nach Einspannen des Prüfkörpers in Teil 1 und dem Befestigen des Griffels in Teil 2 konnte abgestrahlt werden.

4.2.2.4 Rauhigkeitsmessung- Perthometer

Um zu dokumentieren, inwiefern sich die Oberflächenbeschaffenheit durch den Strahlvorgang verändert hat, wurde die Rauhtiefe von 10 Titanproben vor und nach der Konditionierung erfasst.

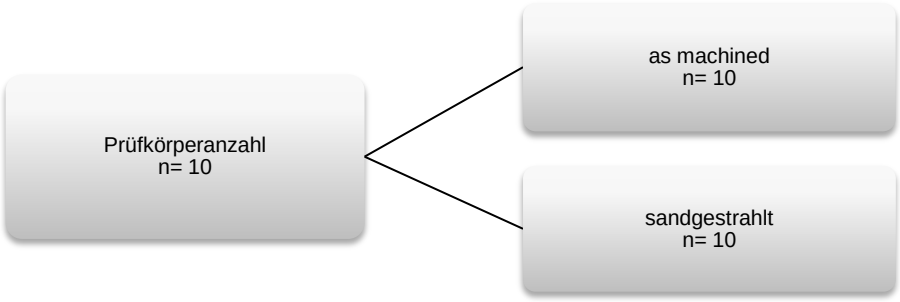


Abb. 18: Übersicht der Prüfkörpergruppen, welche mithilfe des Perthometers untersucht wurden (Quelle: Eigene Darstellung)

Dies erfolgte unter Verwendung des **Perthometers** der Firma Mahr (Esslingen am Neckar, Deutschland). Die Proben wurden auf einem Objektträger parallel zur Bewegungsrichtung der Messnadel ausgerichtet und mit einer Silikonmasse fixiert. Beim Absenken und Feinjustieren der Nadel (MW250) wurde eine Kontaktstärke von -10 µm bis -3 µm angestrebt. Mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,50 mm/s wurde ein Bereich von 3 mm² abgefahren. Die Auflösung betrug bei einem Punkteabstand von jeweils 0,50 µm, 250 µm (±) entlang der linearen Bewegungsrichtung.

Je Probe wurden insgesamt 121 Profile erfasst. Zur Bestimmung der mittleren Rauhigkeit eines jeden Prüfkörpers, wurde das arithmetische Mittel aus 121 Profilen berechnet. Zur Darstellung der Ergebnisse wurde anschließend der Mittenrauhwert Ra (µm) einer jeden Prüfungsgruppe bestimmt.

4.2.2.5 Aufbrennen der Keramik

Um klinische Bedingungen zu schaffen und die Prüfkörper möglichst realitätsnah zu gestalten, wurden die Titanproben nach Herstellerangaben verblendet. Dementsprechend wurden fünf Brände durchgeführt. Zuerst wurde der Bonder aufgebrannt. Darauf folgten zwei Opakerbrände, zwei Dentinbrände und schließlich ein Glanzbrand. Das Aufbrennen wurde mit dem Keramikofen **AUSTROMAT 654 press-i-dent** der Firma DEKEMA GmbH (Freilassing, Deutschland) durchgeführt. Die verwendeten Brennprogramme sind in der nachstehenden Tabelle (Tab. 7) aufgeführt.

Tab. 7: Brenntabelle für Titan (Quelle: Darstellung nach [15])

	Bonderbrand (Pastenbonder)	Opakerbrand 1+2	Dentinbrand 1	Dentinbrand 2	Glanzbrand
Basistemperatur [°C]	500	500	500	500	500
Trockenzeit [min.]	6	4	6	4	2
Temperaturanstieg/min. [°C]	65	65	55	55	55
Vakuum Beginn [°C]	500	500	500	500	/
Vakuum Ende [°C]	795	795	755	755	/
Endtemperatur [°C]	795	795	755	755	755
Haltezeit [min.] (unter Vakuum)	1	1	1	1	1

Nach erfolgter Konditionierung, Reinigung und zehn minütiger Passivierungszeit konnten die Titanproben mit dem Bonder versehen werden. Vor jedem Gebrauch wurde der Pastenbonder im Töpfchen mit einem sauberen Kunststoffspatel durchmischt. Unter Einsatz eines Keramikpinsels wurde der Bonder aufgetragen. Dabei wurde auf einen dünnen und gleichmäßigen Auftrag geachtet. Nach dem Brand zeigte der Bonder eine leicht glänzende Oberfläche.

Für den Opakerauftrag wurden zwei Spatelspitzen des Pulvers mit drei Tropfen B.O.L. Flüssigkeit zu einer sahnigen Konsistenz angerührt. Die Probe wurde dünn mit Opaker überzogen, danach mit dem Riffelinstrument kondensiert und schließlich mit dem entsprechenden Ofenprogramm gebrannt. Für den zweiten Opakerbrand wurde der Opaker ebenfalls dünn, aber diesmal deckend aufgetragen.

Um eine gleichmäßige Oberfläche zu erhalten, wurde auch hier mit dem Riffelinstrument kondensiert. Nach dem Brand wiesen die Prüfkörper eine schwach glänzende Oberfläche auf.

Um die gewünschten Verblenddicken zu gestalten, bediente man sich eines Sockelformers. Dieser besteht aus einem T-förmigen messingfarbenen Zylinder, welcher von einem Metallring umgeben ist. Dieser Ring kann teleskopartig verschoben und mit einer Feststellschraube fixiert werden.

Abb. 19: Sockelformer für die Verblendung (Quelle: Eigenes Foto)

Für den Dentinauftrag wurden zwei Brände benötigt. Beim Sintervorgang von Keramiken tritt grundsätzlich Schrumpfung auf. Der zweite Brand diente folglich dazu, fehlende Keramik durch eine erneute Schichtung Dentin zu korrigieren. Um am Ende die gewünschte Verblenddicke zu erhalten, musste beim Einstellen des Sockelformers die Schrumpfung mit einberechnet werden.

Das bedeutet, die Verblendung musste vor dem Brand höher geschichtet werden, als sie tatsächlich sein sollte. Dazu wurde mit einer Schrumpfung von 18% gerechnet. Folgenende Formel konnte hierfür verwendet werden:

$$\frac{gewünschte\ Dicke}{1 - Schrumpfung} = X \qquad \textbf{13}$$

Für eine gewünschte Verblenddicke von 1 mm gilt beispielsweise:

$$\frac{1}{(1 - 0{,}18)}\,mm = X$$

$$1{,}219\,mm = X$$

Demnach müsste das Dentin vor dem Brand 1,219 mm dick geschichtet werden, um nach dem Sintervorgang eine 1 mm hohe Verblendung zu haben. Mithilfe einer Schieblehre wurden die gewünschten Höhen am Sockelformer eingestellt. Dabei wurde das untere Ende der Schieblehre plan auf den Metallring aufgesetzt. Der Metallring wurde nun so lange verschoben, bis die Spitze der eingestellten Schieblehre Kontakt zum messingfarbenen Zylinder hatte. Die somit gefundene Position konnte dann mit der Feststellschraube fixiert werden (siehe Abb. 20).

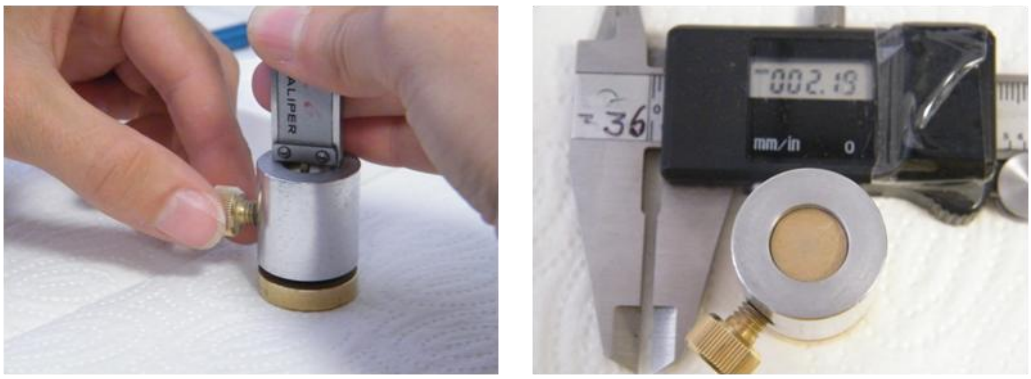


Abb. 20: Einstellung der Verblenddicke am Sockelformer (Quelle: Eigenes Foto)

Nachdem die Probe in den zuvor isolierten Sockelformer gelegt wurde, konnte sie mit der Dentinmasse verblendet werden. Dafür wurde das Dentinpulver mit der Modellierflüssigkeit LV zu einer homogenen Masse angerührt.

Um immer dasselbe Mischverhältnis zu gewährleisten, wurde ein Portionierer (Pelletorsystem) [93] verwendet. Mithilfe dessen konnten aus dem losen Dentinpulver Pellets derselben Größe und Masse geformt werden.

Je Pellet wurden drei Tropfen der Modellierflüssigkeit hinzugefügt und anschließend mit einem Kunststoffspatel vermengt. Die Masse konnte nun mit einem Keramikpinsel auf die Probe aufgebracht werden. Nachdem der Sockelformer vollständig mit Keramik gefüllt war, wurde die Oberfläche mit einem Kunststoffdeckel glatt gezogen.

Um das Material zu verdichten, wurde der Former seitlich mit einem gummierten Instrument beklopft und der dabei an der Oberfläche entstandene Flüssigkeitsfilm mit einem Vlies abgesogen.

Durch Lösen der Feststellschraube konnte der Prüfkörper entfernt werden. Es folgte der erste Dentinbrand. Nach dem Brand war die zuvor aufgetragene Masse erheblich geschrumpft. Durch erneuten Auftrag einer Dentinschicht wurde dieser Verlust kompensiert. Dabei wurde identisch zum ersten Dentinauftrag verfahren.

Für den Glanzbrand wurde eine Spatelspitze des Stains Pulvers mit zwei Tropfen der Neutral Flüssigkeit vermischt und gleichmäßig mit einem Pinsel aufgetragen. Anschließend folgte der Glanzbrand.

4.2.3 Zirkoniumdioxidprüfkörper

4.2.3.1 Herstellung des Gerüsts

Von der Firma Wieland Dental (Pforzheim, Deutschland) wurden 120 Zirkoniumdioxidproben (**Zenotec Zr Bridge**) bereit gestellt. Die Proben befanden sich im ungesinterten Weißzustand mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,2425. Nachdem die Oberfläche der Weißlinge mit SiC-Schleifpapier (600) von Staub befreit wurde, kamen sie zum Sintern in den Ofen **Vita ZYrcomat®** der Firma Vita (Bad Säckingen, Deutschland).

Pro Durchgang wurden 12 Prüfkörper mit nachstehender Sinterkurve (Abb. 21) gebrannt. Nach dem Sintervorgang wiesen die Proben die gewünschten Maße auf.

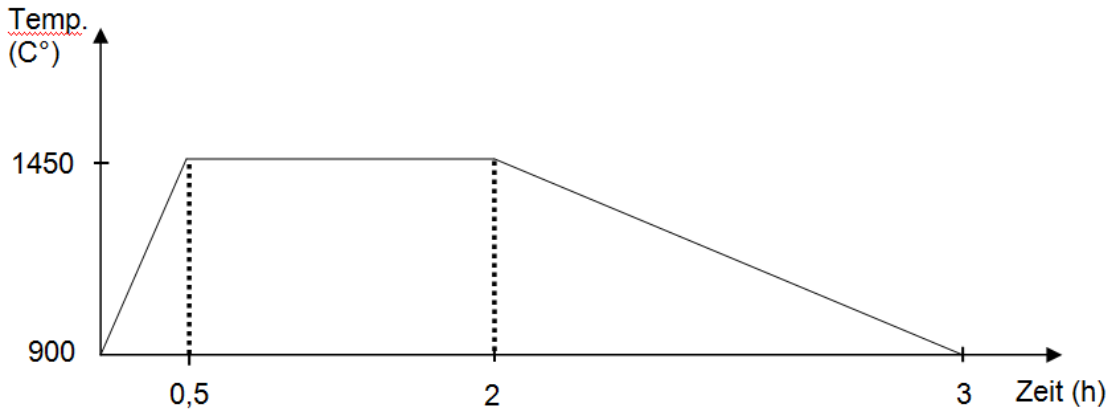


Abb. 21: Sinterkurve Zenotec® Zr Bridge (Quelle: Eigene Darstellung nach [40])

4.2.3.2 Aufbrennen der Keramik

Beim Verblenden der Zirkoniumdioxidprüfkörper wurde nach Herstellerangaben verfahren. Auf eine Oberflächenbearbeitung in Form von Abstrahlen, Anätzen oder Fräsen wurde verzichtet. Es wurden vier Brände durchgeführt. Nach einem Linerbrand folgten zwei Dentinbrände und schließlich ein Glanzbrand. Das Aufbrennen wurde mit dem Keramikofen **AUSTROMAT 654 press-i-dent** der Firma Dekema (Freilassing, Deutschland) durchgeführt.

Tab. 8: Brenntabelle für Zirkoniumdioxid (Quelle: Eigene Darstellung nach [15])

	Linerbrand 1	Dentinbrand 1	Dentinbrand 2	Glanzbrand
Basistemperatur [°C]	500	500	500	500
Trockenzeit [min.]	4	6	4	3
Temperaturanstieg/min. [°C]	65	55	55	55
Vakuum Beginn [°C]	500	500	500	/
Vakuum Ende [°C]	800	760	760	/
Endtemperatur [°C]	800	760	760	760
Haltezeit [min.] (unter Vakuum)	1	1,5-2	1,5-2	1

Nach Reinigung der Prüfkörper mittels Dampfstrahlgerät, wurden sie unverzüglich mit dem Liner versehen. Dazu wurde das Linerpulver mit der Universal B.O.L. Flüssigkeit zu einer sahnigen Konsistenz angerührt und gleichmäßig deckend mit einem Pinsel aufgetragen. Nach dem entsprechenden Brand wies der Liner eine leicht glänzende Oberfläche auf.

Für die darauffolgenden Brände (Dentinbrand 1+2, Linerbrand) wurde analog zu Kapitel 4.2.2.5 verfahren.

4.2.4 Vermessung der Prüfkörper

Nach Fertigstellung der Prüfkörper wurden diese mithilfe eines digitalen Messschiebers vermessen. Sowohl der Durchmesser D als auch die Höhe H wurden an jeweils drei Stellen ermittelt und tabellarisch festgehalten. Zur Berechnung der Biegefestigkeit wurde aus den drei Werten das arithmetische Mittel bestimmt.

4.2.5 Mikroskopieren der Prüfkörper

Bevor die eigentliche Versuchsdurchführung begann, wurden alle Prüfkörper unter einem Lichtmikroskop in 7-facher Vergrößerung untersucht. Dabei wurde auf Verunreinigungen, Lufteinschlüsse und vorzeitige Rissbildungen in der Verblendung geachtet. Zur Dokumentation wurde jede Probe unter 7- facher Vergrößerung abfotografiert.

Nach erfolgtem Biegetest wurden die Fragmente auf Bruchart, Bruchherkunft und Bruchverlauf untersucht. Dazu wurden die Bruchstücke zusammengesetzt und unter dem Lichtmikroskop (7- fache Vergrößerung) visuell inspiziert und fotografiert. Die Prüfkörper wurden anschließend anhand ihres Bruchverlaufs in verschiedene Gruppen eingeteilt.

4.2.6 Versuchsdurchführung

Alle 240 Prüfkörper wurden in einer Vorrichtung gemäß dem biaxialen Biegetest bis zum Bruch belastet. Mithilfe der **Universalprüfmaschine Zwick Z010** (Ulm, Deutschland) erfolgte sowohl die Prüfung in Anlehnung an die Norm DIN EN ISO 6872 für keramische Werkstoffe 2009 als auch der statische Stufentest. Die Verblendkeramik V lag dabei immer in der Zugzone. Drei Stahlkugeln mit einem Durchmesser d von 3,2 ± 0,5 mm bildeten einen Auflagekreis mit einem Radius a von 5 mm, dem der Prüfkörper während der Versuchsdurchführung zentrisch auflag. Der Laststempel, dessen Radius c 0,725 mm betrug, belastete den Prüfkörper senkrecht. Die Kräfte die zum Versagen der Körper führten, wurden in Newton gemessen und simultan durch das Computerprogramm **Zwick testXpert® 12.0 software** in Messprotokollen festgehalten. Die Bruchfragmente eines jeden Probekörpers wurden für weitere Analysen aufbewahrt.

Abb. 22: Universalprüfmaschine Zwick Z010 (Quelle: Eigenes Foto)

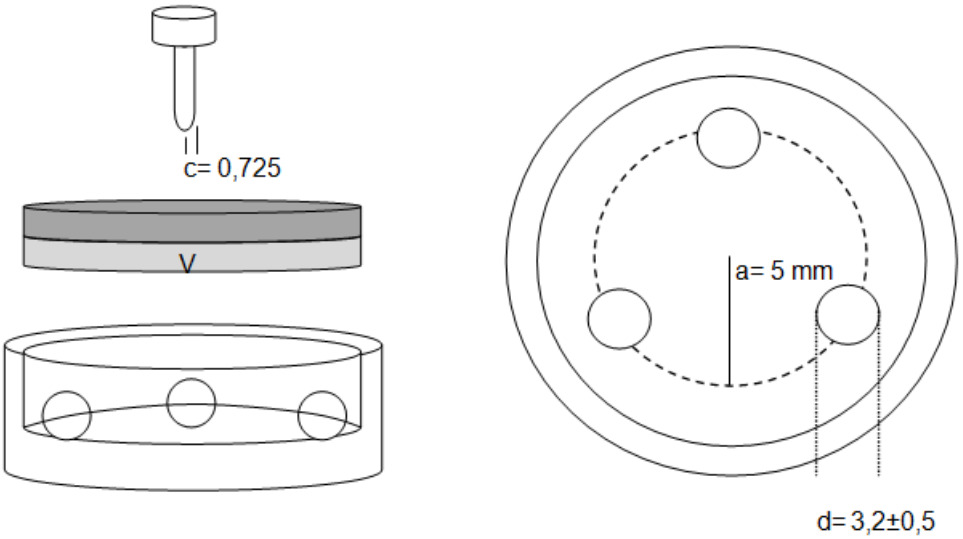


Abb. 23: schematische Darstellung der Versuchsanordnung im biachsialen Biegetest von der Seite (links) und von oben (rechts) (Quelle: Eigene Darstellung [117])

4.2.6.1 Test in Anlehnung an ISO 6872

Bei der Festigkeitsprüfung in Anlehnung an die Norm DIN EN ISO 6872 für keramische Werkstoffe 2009 wurde jeder Prüfkörper mit konstant ansteigender Kraft bis zum Bruch belastet. Der Laststempel bewegte sich mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min.

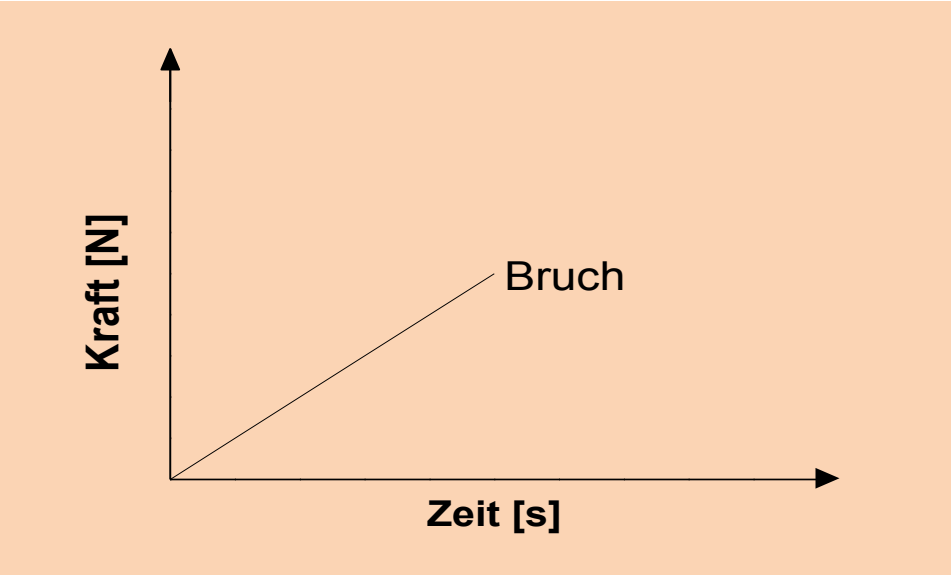


Abb. 24: Schema des Tests in Anlehnung an ISO 6872 (Quelle: Eigene Darstellung)

4.2.6.2 Statischer Stufentest

Im statischen Stufentest erfuhr jede Probe zunächst eine Belastung von 50 N. Die Haltezeit der Kraftstufe betrug 4 Stunden. Die Last wurde nach Ablauf dieser Zeit um 50 N erhöht. Der Laststempel bewegte sich mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min. Die Stufen wurden so lange wiederholt, bis es zum Ablösen der Verblendung vom Gerüst kam. Erkennbar war dies anhand einer Wegstreckenänderung innerhalb einer Kraftstufe. Von jeder Prüfkörpermessung wurde ein Kraft-Zeit-Diagramm zusammen mit einem Weg-Zeit-Diagramm festgehalten. Eine Prinzipskizze ist in Abb. 25 und Abb. 26 ersichtlich.

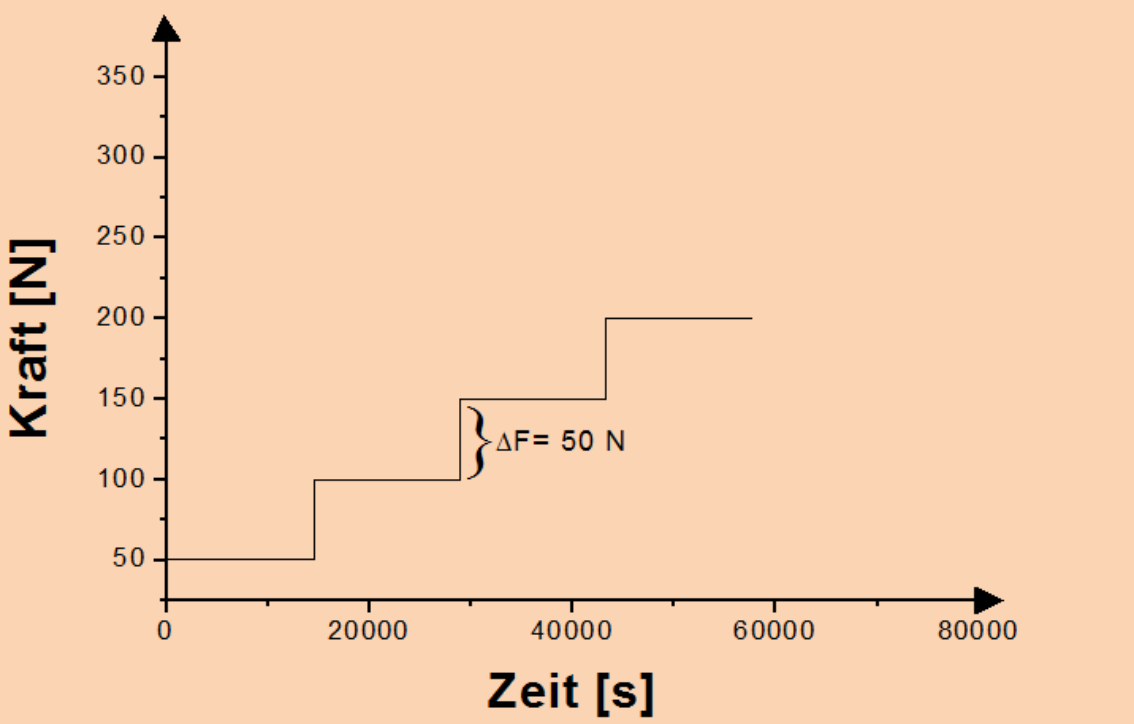


Abb. 25: Prinzipskizze Kraft-Zeit-Diagramm des Stufentests (Quelle: Eigene Darstellung)

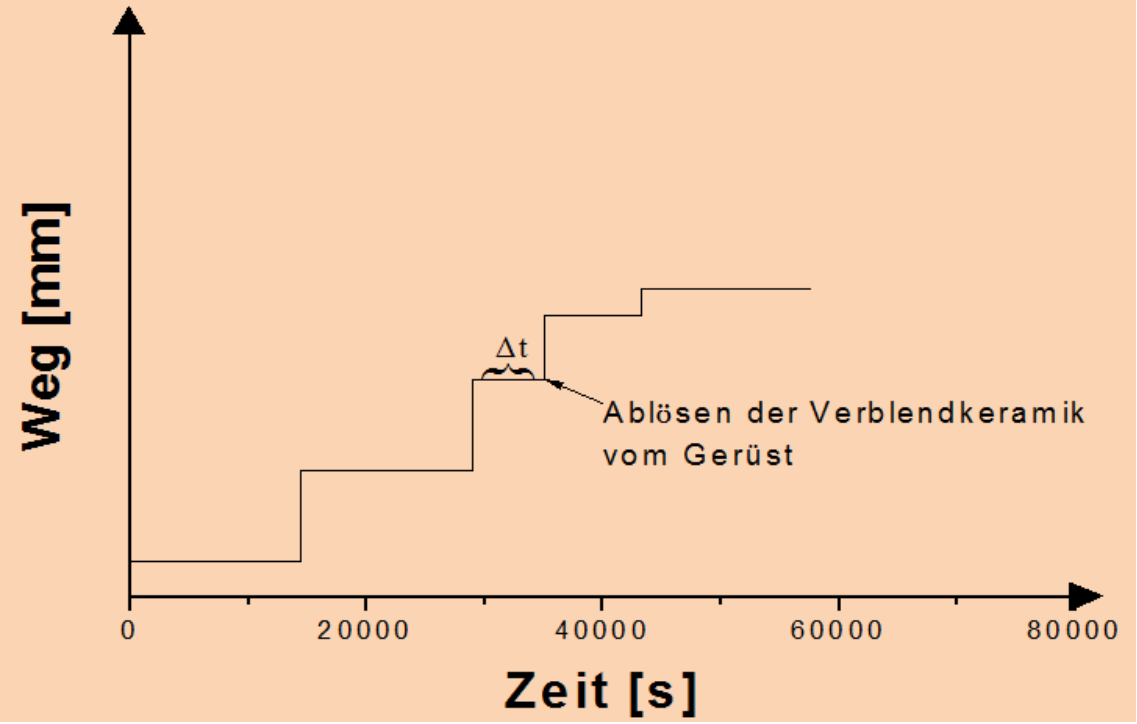


Abb. 26: Prinzipskizze Weg-Zeit-Diagramm des Stufentest (Eigene Darstellung)

Neben der Ermittlung der Kraftstufe, wurde noch die Dauer (Δt) eruiert, die der Prüfkörper auf der besagten Stufe standhielt (siehe Abb. 26).

4.2.7 Auswertung

4.2.7.1 Berechnung der Biegespannung

Im Messprotokoll wurde für jeden Prüfkörper die zum Versagen führende Kraft in Newton dokumentiert. Um die zu diesem Zeitpunkt an der Prüfkörperunterseite (Zugzone) vorherrschende Biegespannung in MPa zu berechnen, wurde die „Roark Formel“ (siehe Gleichung 1), welche in einem Artikel von Hsueh et al. aufgeführt ist, verwendet (2.5.2). Die Gleichungen wurden in **Microsoft Office Excel 2007** eingegeben. Um eine fehlerlose Übertragung zu gewährleisten wurden die Formeln durch eine Kontrollrechnung geprüft. Dazu wurden die im zuvor genannten Artikel [35] angegebenen Werte eingesetzt und die Ergebnisse miteinander verglichen.

4.2.7.2 Mittelwert und Standardabweichung

Aus den gewonnenen Werten wurden für jede Prüfgruppe und Versuchsdurchführung der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt. In der Statistik dienen sie der Beschreibung der Eigenschaften einer Versuchsreihe.

Um die Durchschnittswerte der verschiedenen Gruppen zu ermitteln, bediente man sich des arithmetischen Mittels. Definiert ist dieser in der Statistik am häufigsten angewendete Mittelwert als Quotient aus der Summe aller beobachteten Werte und der Anzahl der Werte n.

$$\bar{x}_{arithm} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} x_i = \frac{x_1 + x_2 + \cdots x_n}{n} \qquad \textbf{14}$$

Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streubreite einer Versuchsreihe rund um dessen arithmetischen Mittels. Sie gibt folglich die durchschnittliche Entfernung der gemessenen Werte vom zuvor ermittelten Durchschnitt der jeweiligen Gruppe an. Die Berechnung der Standardabweichung erfolgt über die Quadratwurzel der Varianz. Die Varianz entspricht wiederum der Summe der quadrierten Abweichungen aller Messwerte vom arithmetischen Mittel geteilt durch die Anzahl der Messwerte n. Da es sich um eine erwartungsgetreue Schätzung der Standardabweichung von der Grundgesamtheit handelt wird nicht durch n, sondern durch n-1 geteilt.

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2} \qquad \textbf{15}$$

Um die Ergebnisse standardisiert und übersichtlich darzustellen, wurden mithilfe des Analyse- und Darstellungsprogramms **Origin®Pro8** Diagramme erstellt.

In den Diagrammen wurden die Ergebnisse aus dem Test in Anlehnung an ISO 6872 denjenigen des Stufentests gegenübergestellt. Zudem wurde noch ermittelt, um wieviel Prozent die Kraft (ausgehend von den Kraftwerten im Test in Anlehnung an ISO 6872) abnimmt, die im Stufentest nur noch benötigt wird, um die Prüfkörper zum Versagen zu bringen.

4.2.7.3 Weibull Statistik

Für die Biegefestigkeitswerte der jeweiligen Prüfungsgruppen wurde (sowohl für den Test in Anlehnung an ISO 6872 als auch den Stufentest) die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 und der Weibullmodul m mithilfe von **Microsoft Office Excel 2007** berechnet und dargestellt.

Die Bestimmung erfolgte, indem man zunächst die Biegefestigkeitswerte einer jeden Prüfungsgruppe aufsteigend, beginnend mit dem kleinsten Wert, sortierte. Jedem Prüfkörper wurde anschließend ein Rang *(i)* zugeordnet. Im Test in Anlehnung an ISO 6872 gab es aufgrund der gesamten Probenanzahl pro Prüfungsgruppe *(n)* Rang 1 bis 30. Im Stufentest wurde hingegen nur der Rang 1 bis 10 vergeben. Jedem Prüfkörper wurde nun eine Versagenswahrscheinlichkeit (*Pf)* zugeordnet:

$$Pf = \frac{(i - 0{,}5)}{n} \qquad \textbf{16}$$

$i =$ Rang des Prüfkörpers ($i = 1$ für denjenigen mit der schwächsten Biegefestigkeit)

$n =$ gesamte Prüfkörperanzahl

$\delta =$ Festigkeit des Prüfkörpers i

Der Weibullmodul m wurde schließlich ermittelt, in dem man den natürlichen Logarithmus der Biegefestigkeit $ln(\sigma)$ (X-Achse) gegen den natürlichen Doppellogarithmus $lnln\,(\frac{1}{1-(Pf)})$ (Y-Achse) auftrug.

In der graphischen Darstellung entspricht der Weibullmodul m der Steigung der Regressionsgeraden ($y = mx + b$).

Die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 errechnete sich, indem y gleich null gesetzt und der x-Wert bestimmt wurde.

$$x = \frac{-b}{m} \quad \textbf{17}$$

Der x-Wert ist gleich dem natürlichen Logarithmus der charakteristischen Weibullfestigkeit σ_0

$$x = \ln(\sigma) \quad \textbf{18}$$

4.2.7.4 t-Test

Als signifikant werden in der Statistik Messwerte bezeichnet, wenn die Wahrscheinlichkeit gering ist, dass diese Werte zufällig zustande gekommen sind. Mithilfe des Analyse- und Darstellungsprogramms **Origin®Pro8** wurden die Signifikanzen der Biegefestigkeitswerte (Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest) im Zweistichprobentest ermittelt.

Als Signifikanzebene wurde p= 0,05 gewählt.

Zum einen wurden die Biegefestigkeitswerte der unterschiedlichen Verblendgruppen (1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm) innerhalb der Materialgruppe miteinander verglichen. Zum anderen wurde die Verblendgruppe der Titan- mit der analogen Zirkoniumdioxidgruppe verglichen. Die folgende Abbildung (Abb. 27) verdeutlicht die Vorgehensweise.

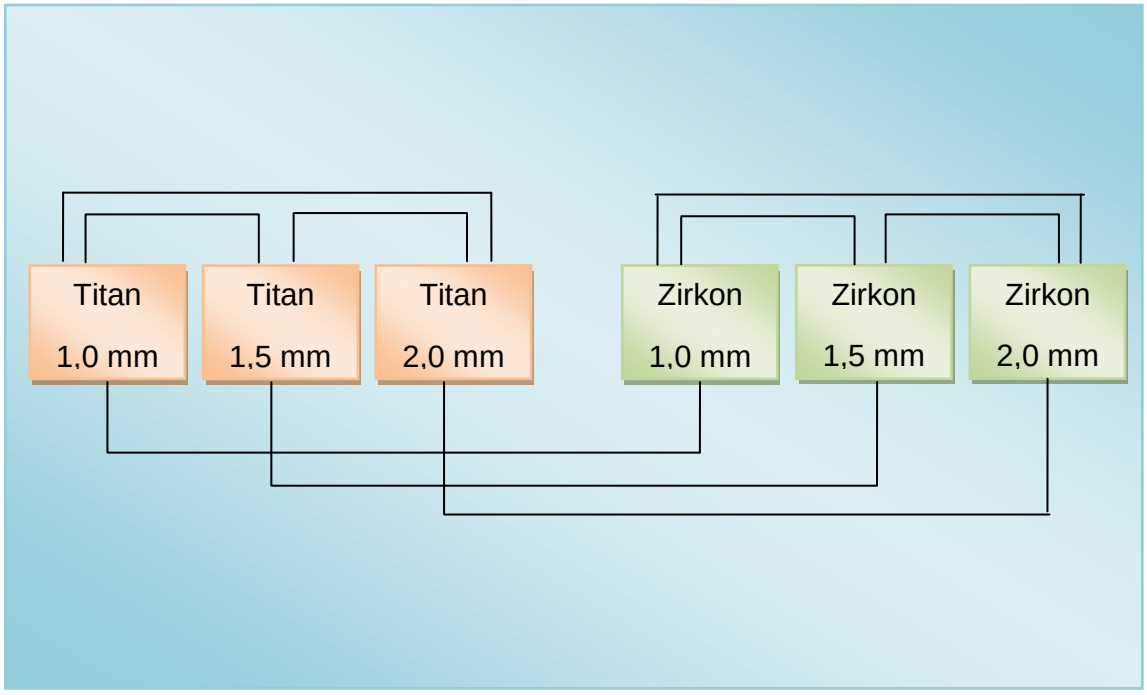


Abb. 27: Schematische Darstellung der miteinander verglichenen Gruppen im t-Test (Quelle: Eigene Darstellung)

Waren die Messwerte signifikant, so wurden sie im Ergebnisteil mit einem Sternchen (*) versehen.

Im Anhang liegt eine Auflistung der Ergebnisse vor.

5 Ergebnisse

5.1 Rauhigkeit- Perthometer

Die mit dem Perthometer ermittelten Werte zeigen deutliche Unterschiede zwischen den zwei untersuchten Prüfungsgruppen. Der Mittenrauhwert Ra der unbearbeiteten Titanprüfkörper beträgt 2,76 ± 0,34 µm. Die Rauhtiefe der sandgestrahlten Prüfkörper beträgt hingegen durchschnittlich nur 1,84 ± 0,20 µm.

Tab. 9: Mittenrauhwerte Ra und Standardabweichung SD von Titan

Rauhigkeit Ra [µm]	n	Arithmetisches Mittel [µm]	SD [µm]
as machined	10	2,76	± 0,34
sandgestrahlt	10	1,84	± 0,20

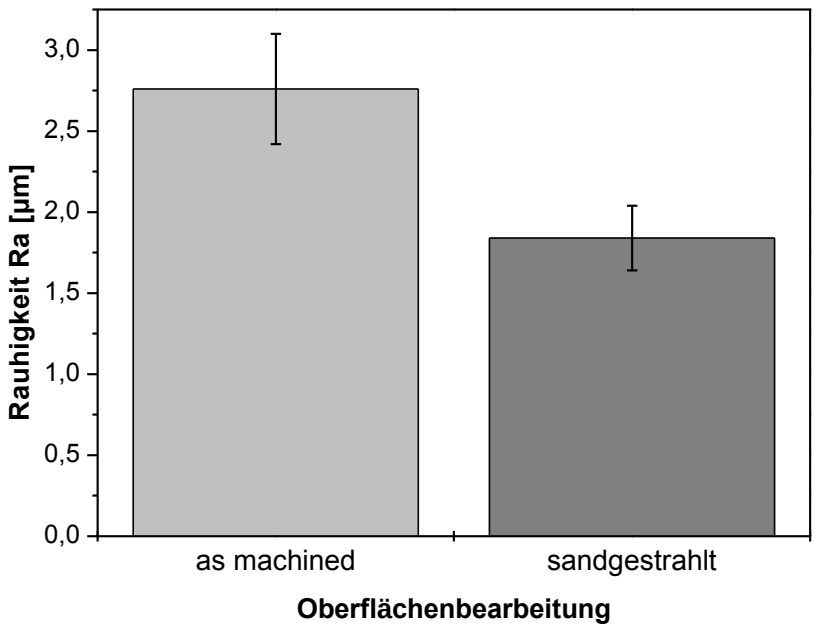


Abb. 28: Mittenrauhwert Ra von Titan

5.2 Test in Anlehnung an ISO 6872

5.2.1 Bruchlast und Biegefestigkeit (Test in Anlehnung an ISO 6872)

In der nachstehenden Tabelle (Tab. 10) sind der Mittelwert und die Standardabweichung für die Bruchlast und die biachsiale Biegefestigkeit der sechs Gruppen dargestellt. Sie wurden in Anlehnung an die ISO 6872 geprüft.

Tab. 10: Mittelwert und Standardabweichung SD für die Bruchlast und Biegefestigkeit (Test in Anlehnung an ISO 6872) [117]

			Bruchlast [N]	Biegefestigkeit [MPa]
Gerüst	Verblenddicke [mm]	n	Arithmetisches Mittel ± SD	Arithmetisches Mittel ± SD
Titan	1,0	30	353,31 ± 79,54	200,67 ± 44,71
	1,5	30	609,82 ± 143,92	217,62 ± 49,31
	2,0	30	769,10 ± 109,22	183,76 ± 27,31
Zirkoniumdioxid	1,0	30	426,73 ± 104,29	192,85 ± 47,18
	1,5	30	568,46 ± 156,00	162,78 ± 44,48
	2,0	30	724,22 ± 240,79	141,06 ± 46,91

Sowohl bei den Titan- als auch bei den Zirkoniumdioxidprüfkörpern steigt mit zunehmender Verblenddicke die Bruchlast. Umso dicker die Verblendung des Prüfkörpers ist, desto höher ist demnach die zum Versagen erforderliche Kraft. Bei einer Verblenddicke von 1,0 mm ist die mittlere Bruchlast der Zirkoniumdioxidgruppe um 73 MPa höher, als die der entsprechenden Titangruppe. Im Gegensatz dazu weisen die Titanprüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm und 2,0 mm höhere mittlere Bruchlastwerte auf als die der jeweiligen Zirkoniumdioxidgruppe.

Die folgende Abbildung (Abb. 29) stellt die ermittelten durchschnittlichen Bruchlastwerte als eine Funktion des Verhältnisses Verblend-/ Gerüstdicke (t_V/t_G) dar.

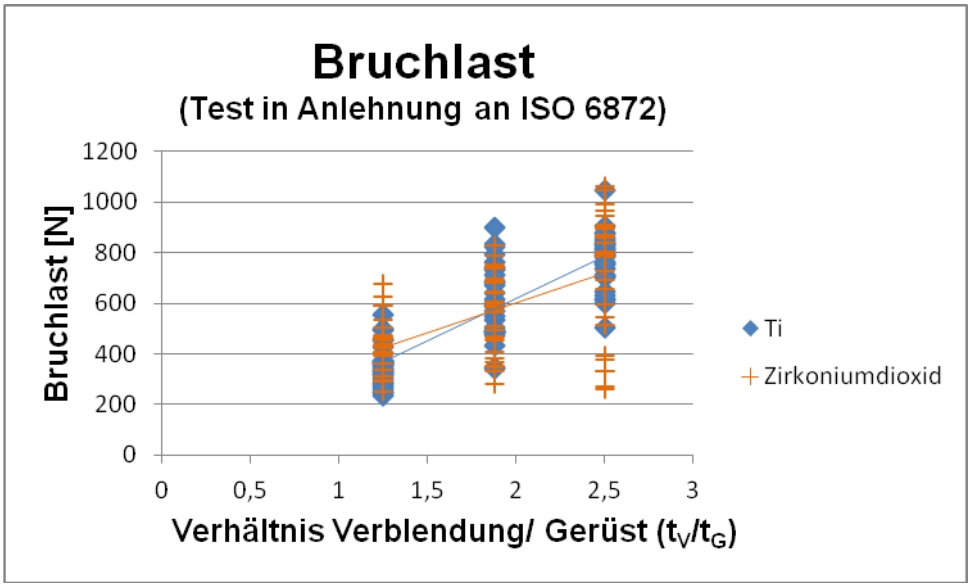


Abb. 29: Bruchlastwerte als Funktion des Verhältnisses Verblend-/Gerüstdicke (t_V/t_G) im Test in Anlehnung an ISO 6872

Nach Berechnung der Biegefestigkeit eines jeden Prüfkörpers, konnte der Mittelwert und die Standardabweichung für jede Untergruppe ermittelt werden.

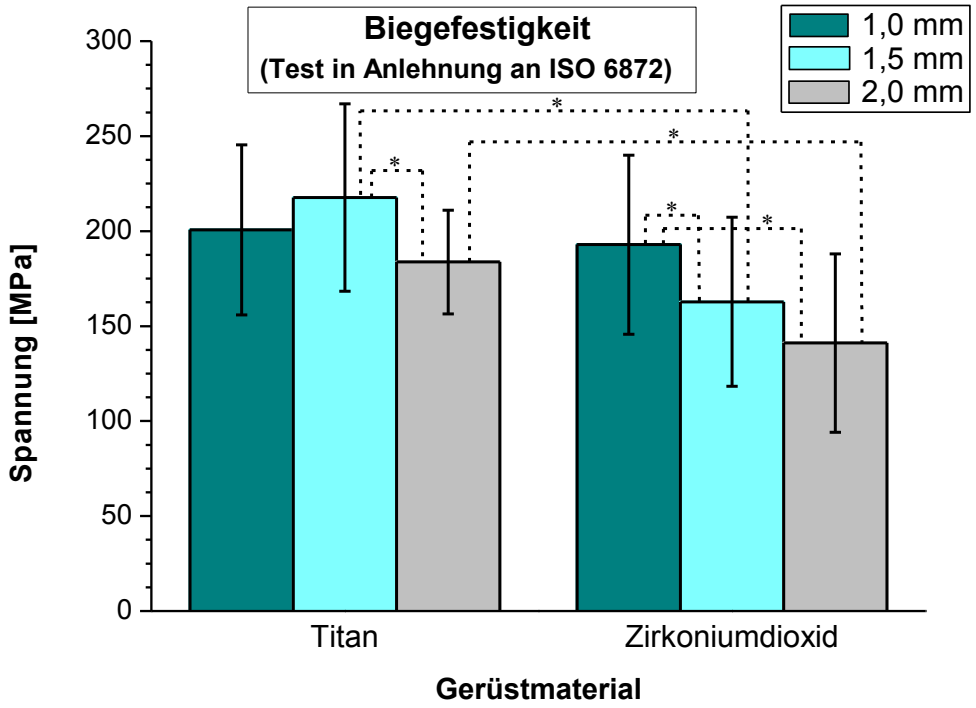


Abb. 30: Biegefestigkeit (Test in Anlehnung an ISO 6872); * statistisch bedeutend unterschiedlich [117]

Innerhalb der Titangruppen weisen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm durchschnittlich die höchste Biegespannung von 217,62 MPa auf. Die zweithöchste durchschnittliche Biegefestigkeit innerhalb der Titangruppen weisen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,0 mm auf. Den niedrigsten mittleren Biegefestigkeitswert von 183,76 MPa hat die Titangruppe mit einer 2,0 mm dicken Verblendung.

Entgegengesetzt sinkt innerhalb der Zirkoniumdioxidgruppen die Biegefestigkeit mit aufsteigender Verblenddicke. Die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,0 mm weisen eine mittlere Biegefestigkeit von 192,85 MPa auf, während die Gruppe mit einer Verblenddicke von 1,5 mm eine mittlere Biegefestigkeit von 162,78 MPa besitzt. Die geringste durchschnittliche Biegespannung (141,06 MPa) haben die Zirkoniumdioxidprüfkörper mit einer Verblenddicke von 2,0 mm.

Vergleicht man die Biegefestigkeitswerte der jeweiligen Titan und Zirkoniumdioxidprüfkörpergruppen ist zu erkennen, dass die durchschnittlichen Werte der drei Titangruppen höher sind als die der jeweiligen Zirkoniumdioxidgruppen.

Während der Unterschied zwischen den Gruppen mit einer Verblenddicke von 1,0 mm eher kleiner ist, ist innerhalb der anderen Gruppen ein Unterschied von bis zu 55 MPa auszumachen.

5.2.2 Weibullstatistik (Test in Anlehnung an ISO 6872)

In der nachstehenden Tabelle (Tab. 11) sind der Weibullmodul m und die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 festgehalten.

Tab. 11: Weibullmodul m und Weibullfestigkeit σ_0 (Test in Anlehnung an ISO 6872) [117]

Gerüst	Verblenddicke [mm]	n	Weibullmodul m	Weibullfestigkeit σ_0 [MPa]
Titan	1,0	30	5,51	217,46
	1,5	30	5,09	236,75
	2,0	30	8,07	195,00
Zirkoniumdioxid	1,0	30	5,01	209,98
	1,5	30	4,10	179,47
	2,0	30	2,89	159,81

Die folgende Abbildung (Abb. 31) zeigt die drei Regressionsgeraden der Titangruppen, deren Steigungen dem jeweiligen Weibullmodul m entsprechen. Die Gerade der Gruppe mit der 2,0 mm dicken Verblendung besitzt mit 8,07 die größte Steigung. Die Weibullmodule der anderen Gruppen liegen mit 5,51 und 5,09 nahe zusammen. Da der Wert m ein Maß für die Streuung der Festigkeitswerte ist, kann festgehalten werden, dass die gemessenen Werte bei der dicksten Verblendung die geringste Streuung aufweisen.

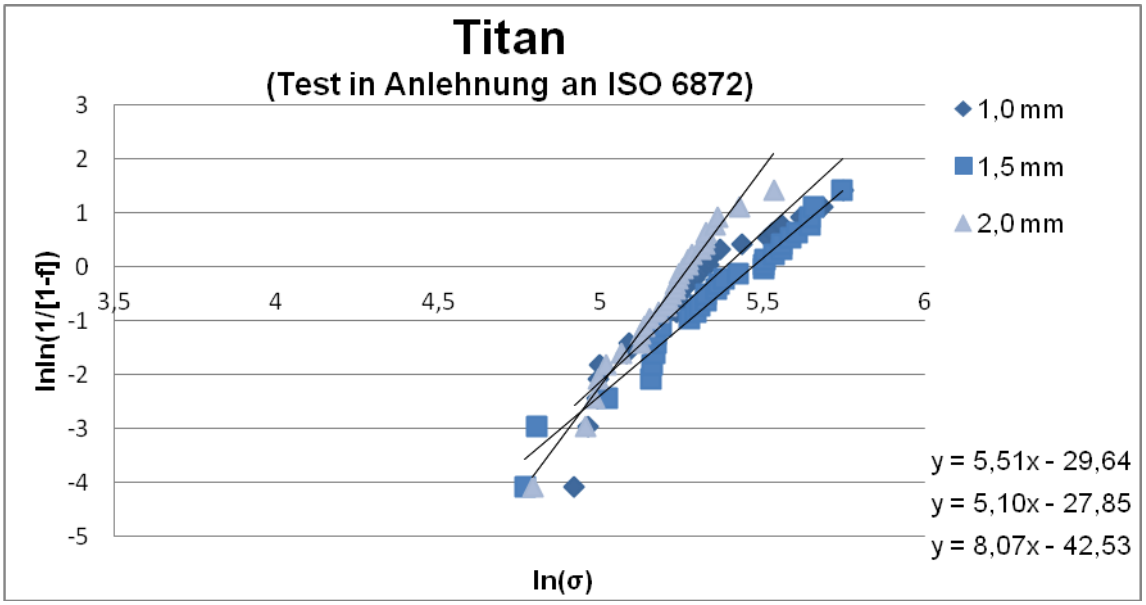


Abb. 31: Weibullmodul m für Titan (Test in Anlehnung an ISO 6872) [117]

Die Ausgleichsgeraden der Zirkoniumdioxidgruppe sind in Abb. 32 dargestellt. Alle drei Steigungen sind kleiner als die der jeweiligen Titangruppe. Dies deutet auf eine eine große Streuung der Festigkeitswerte hin. Analog zur mittleren Biegefestigkeit der Prüfkörper nimmt in dieser Gruppe der Weibullmodul mit zunehmender Verblenddicke ab. Bei einer Höhe von 2,0 mm liegt das Weibullmodul m bei 2,89. Bei einer Verblenddicke von 1,5 mm liegt es bei 4,10 und bei einer Höhe von 1 mm bei 5,01.

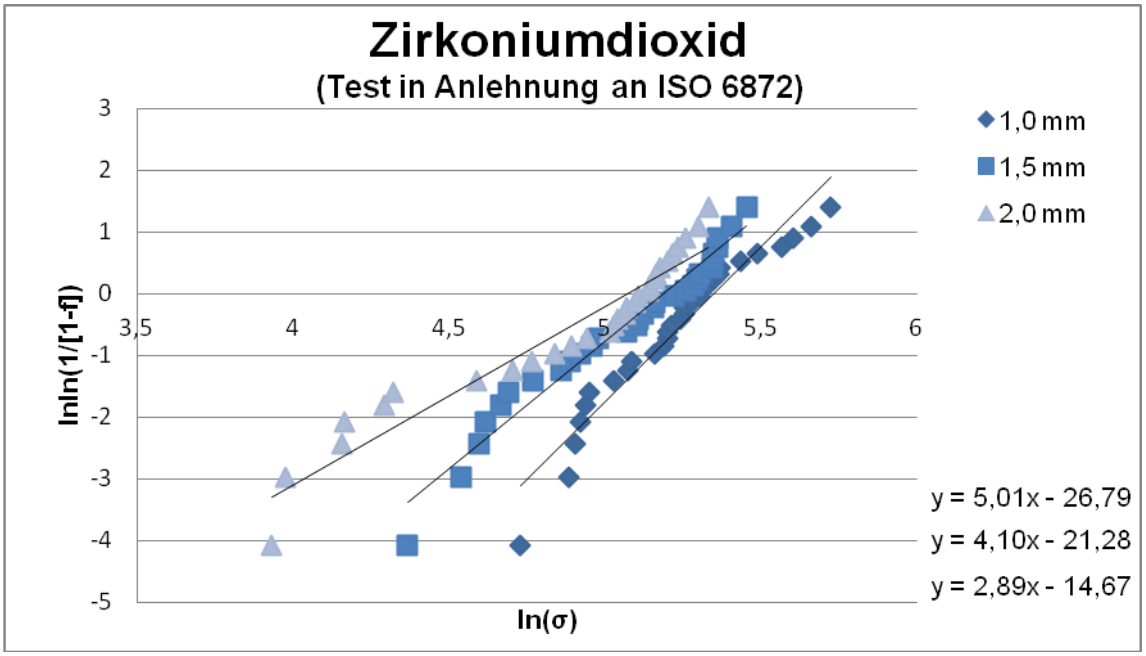


Abb. 32: Weibullmodul m für Zirkoniumdioxid (Test in Anlehnung an ISO 6872) [117]

5.3 Stufentest

5.3.1 Prinzipskizzen

Die nachstehenden Abbildungen verdeutlichen die Vorgehensweise bei der Ermittlung der Bruchlasten im Stufentest.

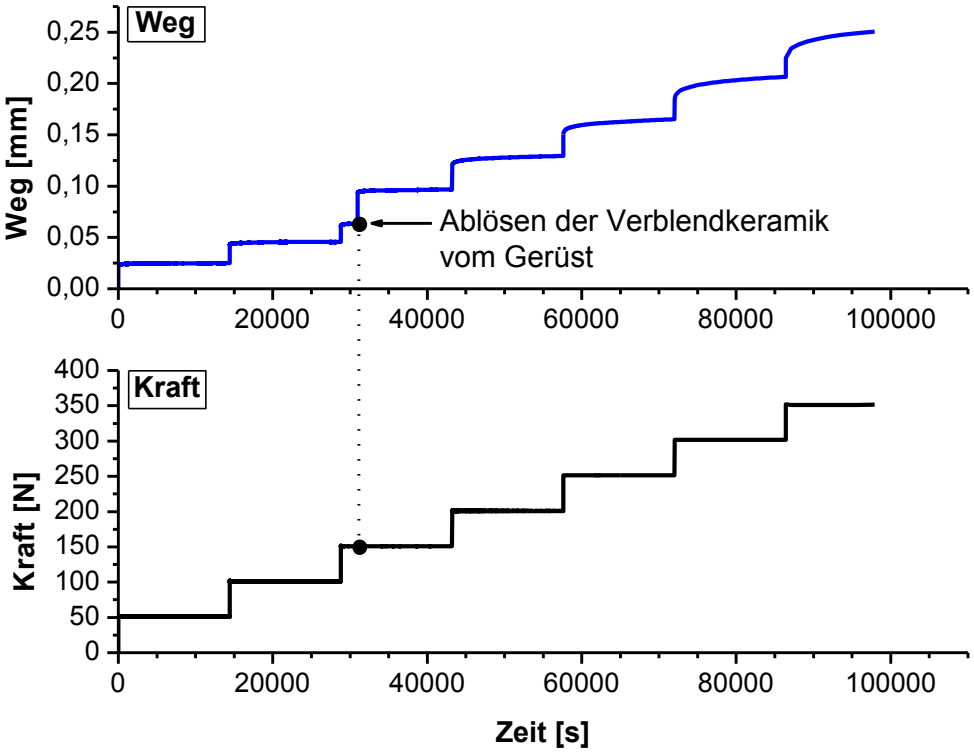


Abb. 33: Prinzipskizze des Stufentests (Titan)

Die Wegänderung innerhalb einer Stufe deutet auf das Versagen des Keramik-Titan-Verbunds hin.

Ab einer bestimmten Kraft gibt das duktile Titangerüst nach und wird plastisch verformt, was an einer kontinuierlichen Zunahme der Wegstrecke innerhalb der darauffolgenden Kraftstufen zu erkennen ist. Das Titangerüst bricht nicht.

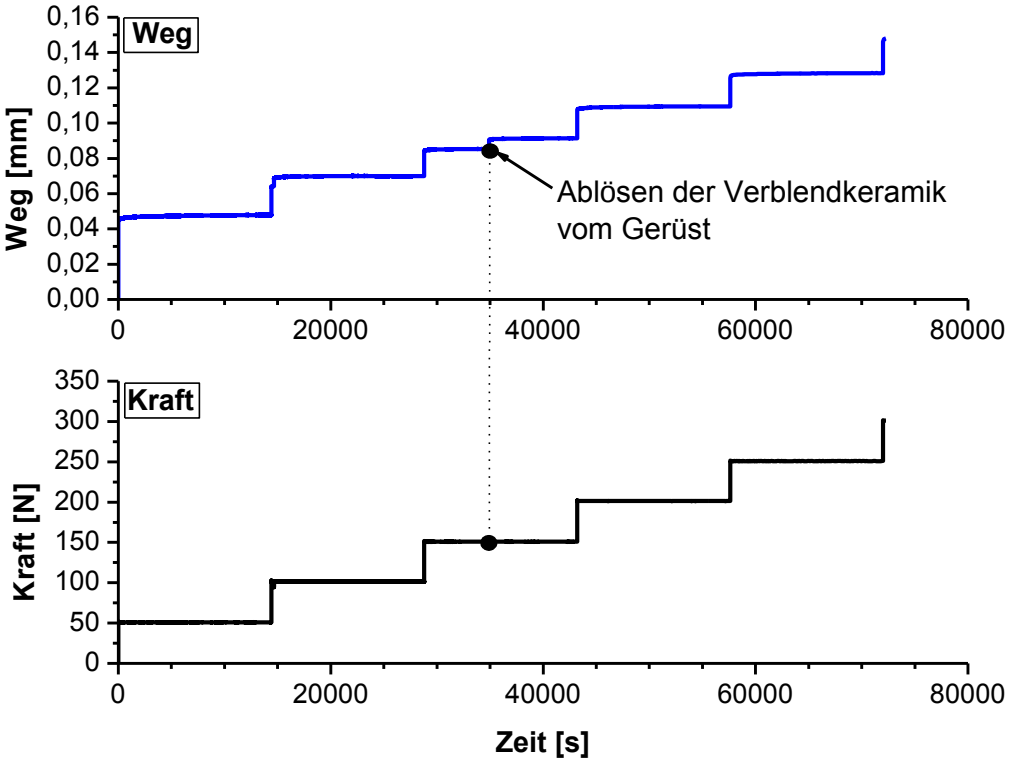


Abb. 34: Prinzipskizze des Stufentests (Zirkoniumdioxid)

Die Änderung der Wegstrecke innerhalb der Kraftstufe verdeutlicht das Ablösen der Verblendkeramik vom Zirkoniumdioxidgerüst.

Anders als bei den Titanprüfkörpern kommt es ab einer bestimmten Kraftstufe zum Bruch des spröden Zirkoniumdioxidgerüsts.

5.3.2 Darstellung der Ergebnisse im Stufentest

Während des Stufentests versagen die Prüfkörper bei unterschiedlichen Kraftstufen und Haltezeiten. Die Verteilung der gebrochenen Prüfkörper ist in den nachfolgenden Tabellen (Tab. 12 und Tab. 13) aufgeführt.

Tab. 12: Versagen des Haftverbunds je Kraftstufe – Titan

Titan					
Kraftstufe	Kraft [N]	Haltezeit [h]	Verblenddicke **1,0 mm**	Verblenddicke **1,5 mm**	Verblenddicke **2,0 mm**
1	50	0-4	0	0	0
2	100	4-8	6	0	0
3	150	8-12	4	1	0
4	200	12-16	0	4	1
5	250	16-20	0	2	1
6	300	20-24	0	3	6
7	350	24-28	0	0	1

Tab. 13: Versagen des Haftverbunds je Kraftstufe - Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid					
Kraftstufe	Kraft [N]	Haltezeit [h]	Verblenddicke **1,0 mm**	Verblenddicke **1,5 mm**	Verblenddicke **2,0 mm**
1	50	0-4	4	3	1
2	100	4-8	4	3	4
3	150	8-12	1	1	2
4	200	12-16	1	3	3
5	250	16-20	0	0	0
6	300	20-24	0	0	0
7	350	24-28	0	0	0

Die nachfolgenden Abbildungen (Abb. 35 und Abb. 36) veranschaulichen die Werte aus den vorherigen Tabellen (Tab. 12 und Tab. 13). Zudem verdeutlicht die Darstellung, zu welchem Zeitpunkt (Δt) innerhalb der Kraftstufe der Prüfkörper versagt.

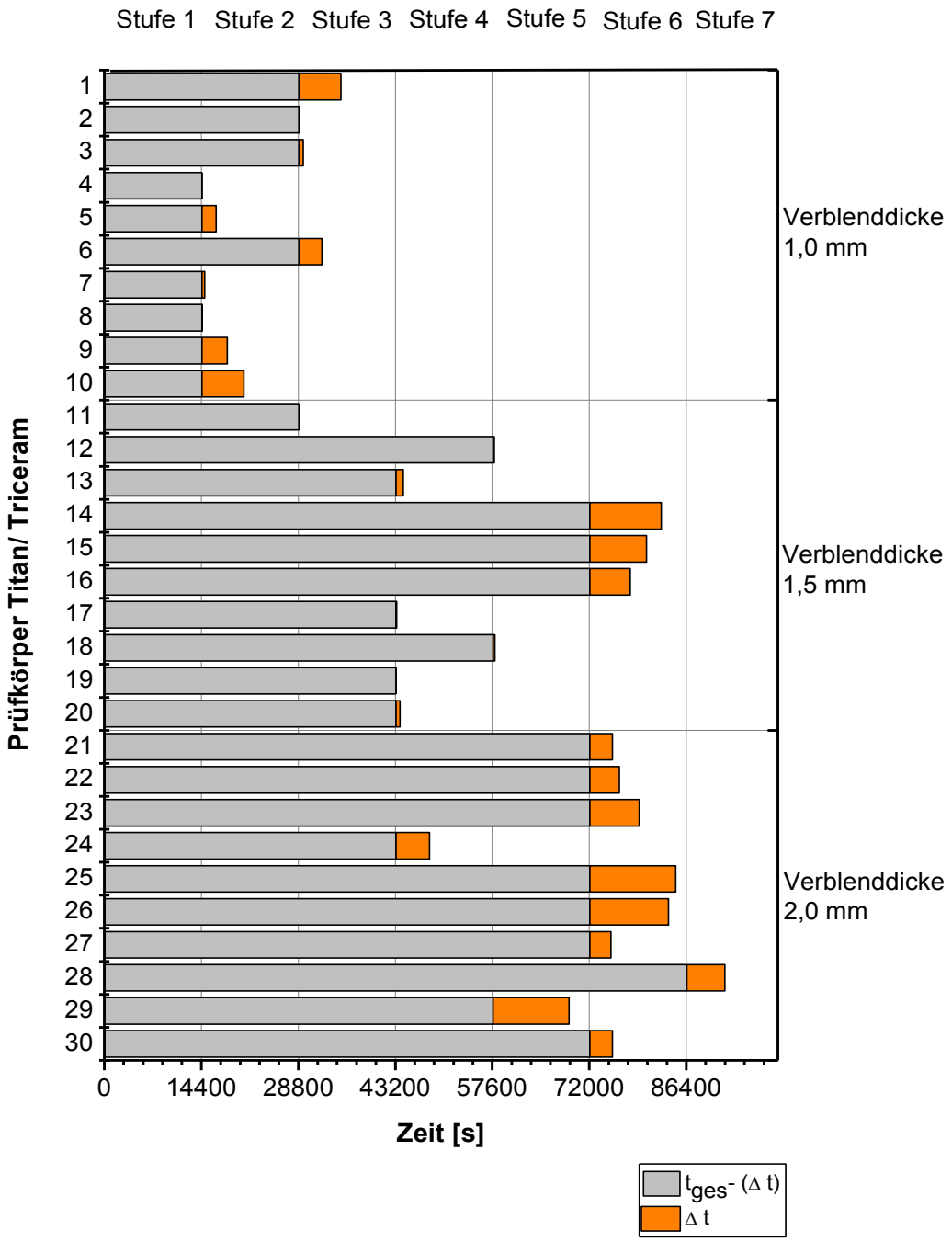


Abb. 35: Darstellung der Kraftstufen/ Haltezeiten bei welchen die Titanproben im Stufentest versagen. Mithilfe von Δt wird der Zeitpunkt veranschaulicht an dem die Proben auf der jeweiligen Kraftstufe versagen.

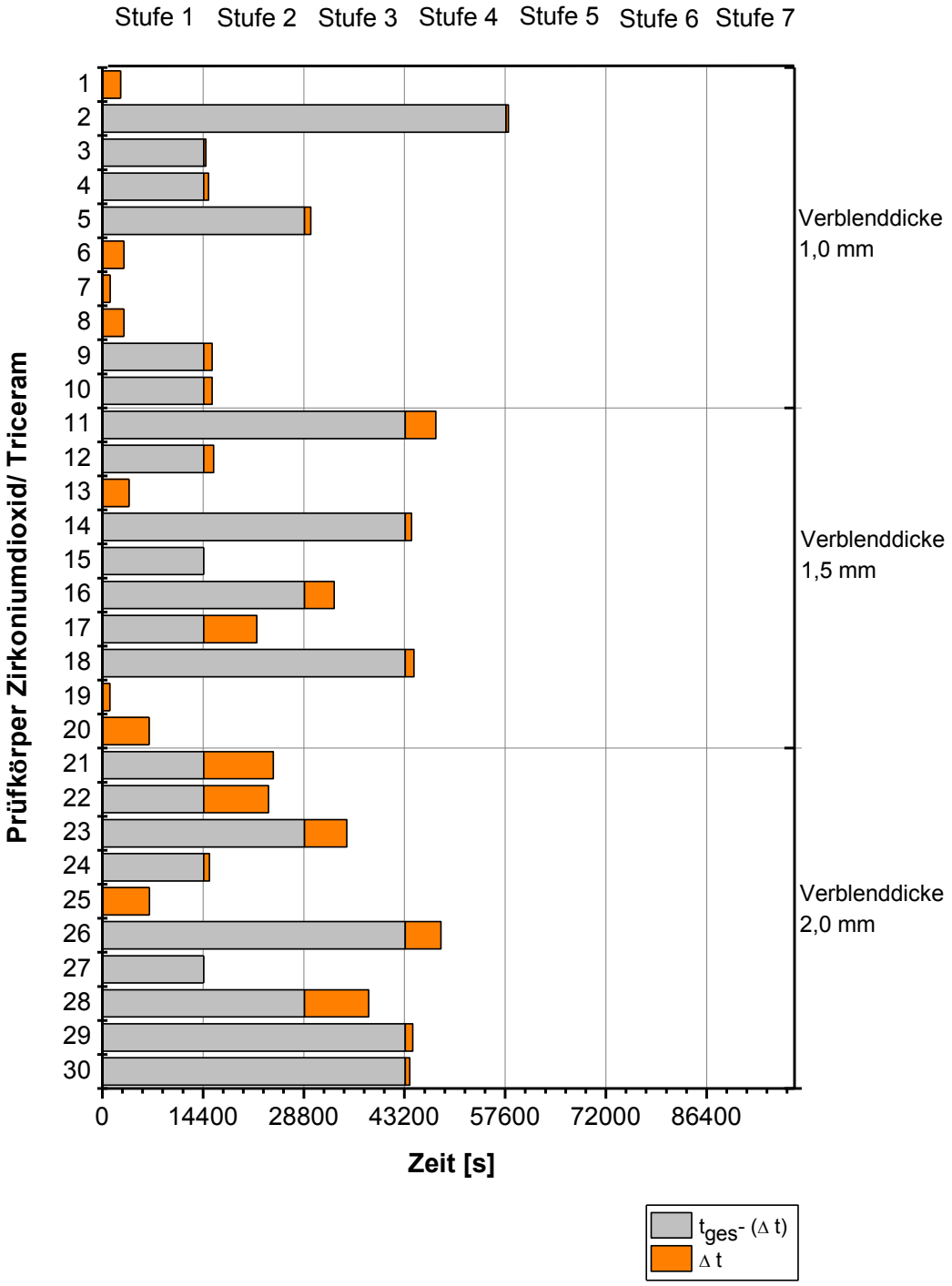


Abb. 36: Darstellung der Kraftstufen/ Haltezeiten bei welchen die Zirkoniumdioxidproben im Stufentest versagen. Mithilfe von Δt wird der Zeitpunkt veranschaulicht an dem die Proben auf der jeweiligen Kraftstufe versagen.

5.3.3 Bruchlast und Biegefestigkeit (Stufentest)

In der nachstehenden Tabelle (Tab. 14) sind der Mittelwert und die Standardabweichung für die Bruchlast und die Biegefestigkeit der sechs Prüfkörpergruppen im Stufentest festgehalten.

Tab. 14: Mittelwert/ Standardabweichung SD für die Bruchlast und Biegefestigkeit (Stufentest)

			Bruchlast [N]	**Biegefestigkeit [MPa]**
Gerüst	Verblenddicke [mm]	n	Arithmetisches Mittel ± SD	Arithmetisches Mittel ± SD
Titan	1,0	10	120 ± 25,82	66,12 ± 16,76
	1,5	10	235 ± 52,97	83,02 ± 19,46
	2,0	10	290 ± 39,44	68,02 ± 9,78
Zirkoniumdioxid	1,0	10	100 ± 62,36	43,54 ± 27,53
	1,5	10	120 ± 63,25	34,27 ± 17,87
	2,0	10	135 ± 52,97	25,50 ± 10,04

Die Bruchlastwerte nehmen sowohl bei den Titan- als auch bei den Zirkoniumdioxidgruppen mit steigender Verblenddicke zu. Umso dicker die Verblendung, desto höher ist demnach die zum Versagen erforderliche Kraftstufe.

Die Titangruppen weisen höhere mittlere Bruchlasten auf als die der entsprechenden Zirkoniumdioxidgruppen.

Die nachstehende Abbildung (Abb. 37) stellt die ermittelten durchschnittlichen Bruchlastwerte als eine Funktion des Verhältnisses Verblend-/ Gerüstdicke (t_V/t_G) dar.

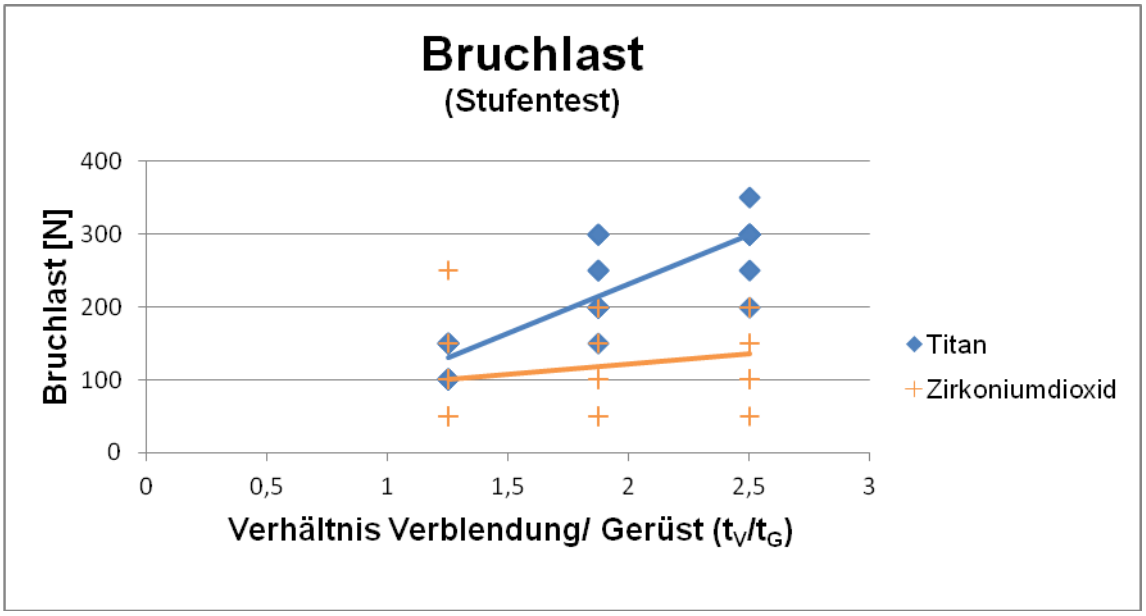


Abb. 37: Bruchlastwerte als Funktion des Verhältnisses Verblend-/Gerüstdicke (t_V/t_G) im Stufentest

Nach Berechnung der Biegefestigkeit eines jeden Prüfkörpers, konnte der Mittelwert und die Standardabweichung für jede Untergruppe ermittelt werden.

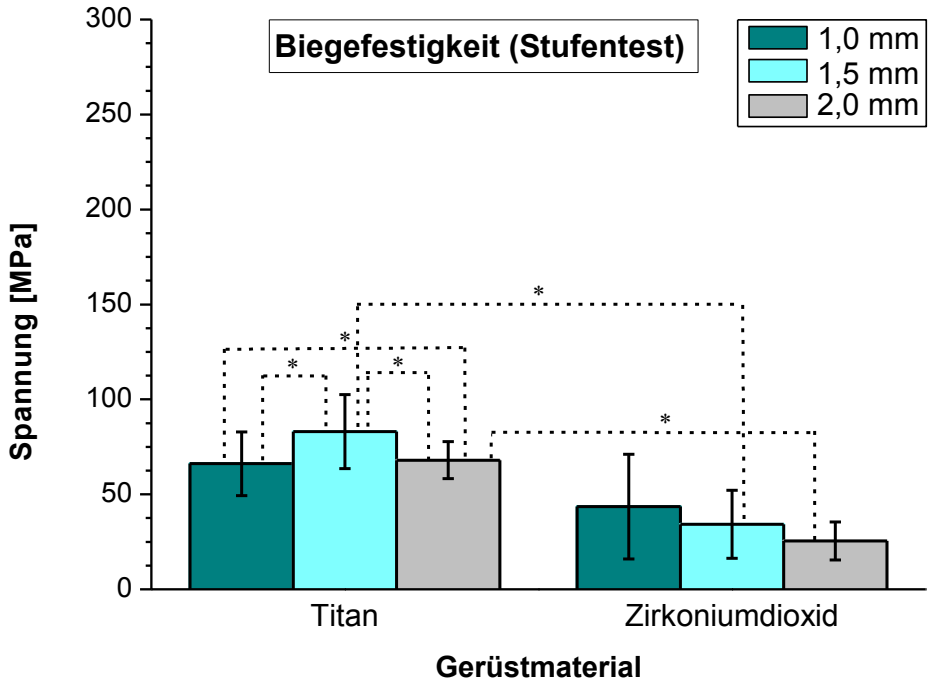


Abb. 38: Biegefestigkeit (Stufentest); * statistisch bedeutend unterschiedlich

Innerhalb der Titangruppen weisen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm durchschnittlich die höchste mittlere Biegespannung von 83,02 MPa auf. Die zweithöchste durchschnittliche Biegefestigkeit innerhalb der Titangruppen weisen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 2,0 mm auf (68,02 MPa). Den niedrigsten mittleren Biegefestigkeitswert von 66,12 MPa hat die Titangruppe mit einer 1,0 mm dicken Verblendung.

Innerhalb der Zirkoniumdioxidgruppen sinkt die Biegefestigkeit mit zunehmender Verblenddicke. Die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,0 mm weisen eine mittlere Biegefestigkeit von 43,54 ± 27,53 MPa auf.

Während die Gruppe mit einer Verblenddicke von 1,5 mm eine mittlere Biegefestigkeit von 34,27 MPa hat, weist die 2,0 mm dicke Verblendgruppe vor dem Bruch eine Biegespannung von 25,50 MPa auf.

Vergleicht man die Biegefestigkeitswerte der jeweiligen Titan und Zirkoniumdioxidprüfkörpergruppen ist zu erkennen, dass die durchschnittlichen Werte der drei Titangruppen höher sind als die der jeweiligen Zirkoniumdioxidgruppen.

5.3.4 Weibullstatistik (Stufentest)

In der nachstehenden (Tab. 15) sind der Weibullmodul m und die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 für den Stufentest festgehalten.

Tab. 15: Weibullmodul m und Weibullfestigkeit σ_0 (Stufentest)

Gerüst	Verblenddicke [mm]	n	Weibullmodul m	Weibullfestigkeit σ_0 [MPa]
Titan	1,0	10	4,3	72,97
	1,5	10	4,82	90,92
	2,0	10	6,97	72,97
Zirkoniumdioxid	1,0	10	1,93	29,96
	1,5	10	1,93	36,23
	2,0	10	2,62	40,45

Die folgende Abbildung zeigt die drei Regressionsgeraden der Titangruppen im Stufentest, deren Steigungen dem Weibullmodul m entsprechen. Die Gerade der Gruppe mit der 2,0 mm dicken Verblendung besitzt mit 6,97 die größte Steigung. Die Weibullmodule der anderen Gruppen liegen mit 4,30 und 4,82 nahe zusammen. Da der Wert m ein Maß für die Streuung der Festigkeitswerte ist, kann festgehalten werden, dass die gemessenen Werte bei der dicksten Verblendung die geringste Streuung aufweisen.

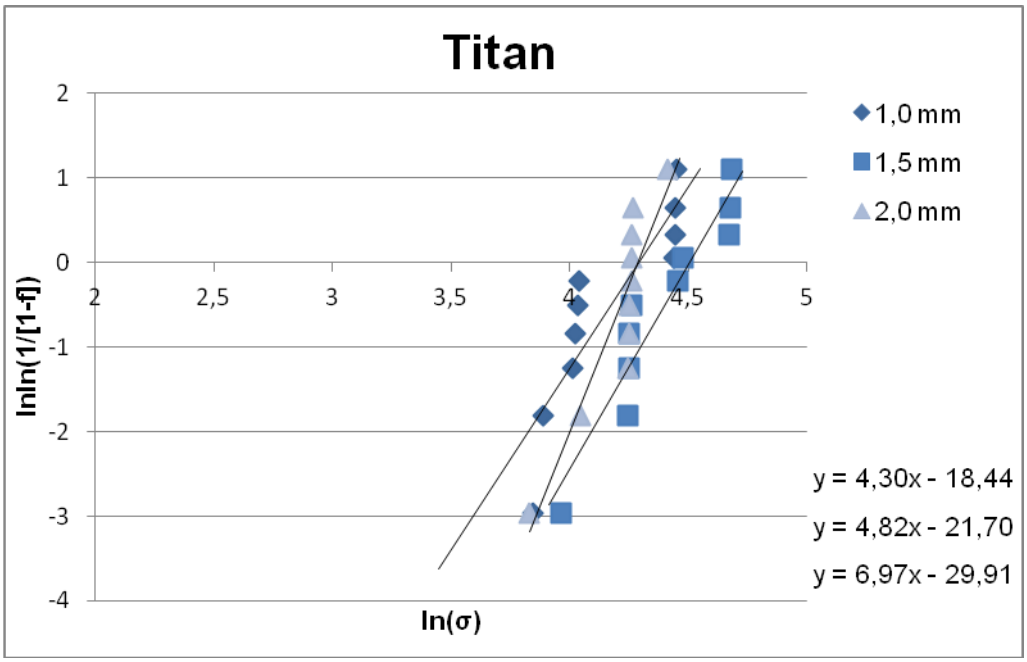


Abb. 39: Weibullmodul m für Titan im Stufentest

Die Ausgleichsgeraden der Zirkoniumdioxidgruppen sind in der nachfolgenden Abbildung dargestellt. Alle drei Steigungen sind kleiner als diejenigen der Titangruppen. Dies spricht für eine große Streuung der Festigkeitswerte. Der Weibullmodul m nimmt mit aufsteigender Verblenddicke zu. Während der Weibullmodul m bei 1,0 mm und 1,5 mm 1,93 beträgt, liegt der Weibullmodul m bei einer Höhe von 2,0 mm bei 2,62.

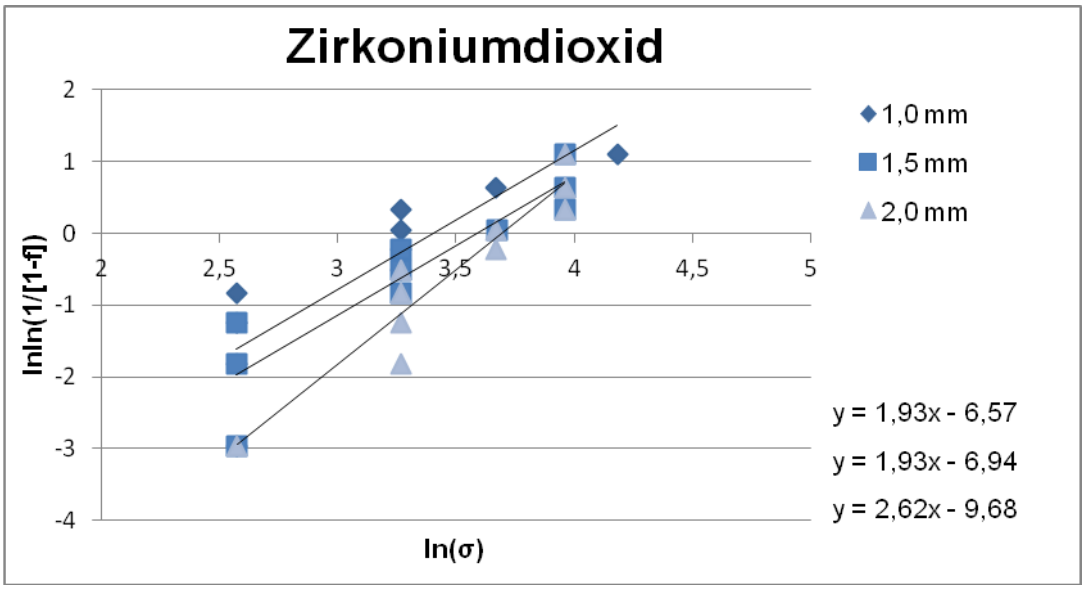


Abb. 40: Weibullmodul m für Zirkoniumdioxid im Stufentest

5.4 Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest im Vergleich

5.4.1 Bruchlast und Biegefestigkeit

Die folgenden Abbildungen stellen die Bruchlast- und Biegefestigkeitswerte des an den ISO 6872 angelehnten Tests den Ergebnissen des Stufentests gegenüber.

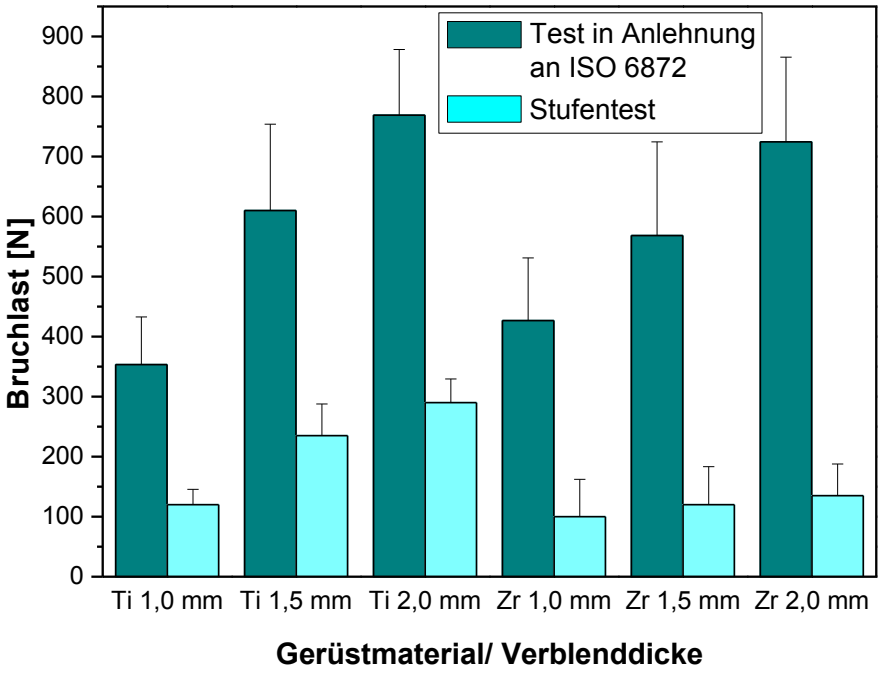


Abb. 41: Bruchlastwerte der Testverfahren (Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest) im Vergleich

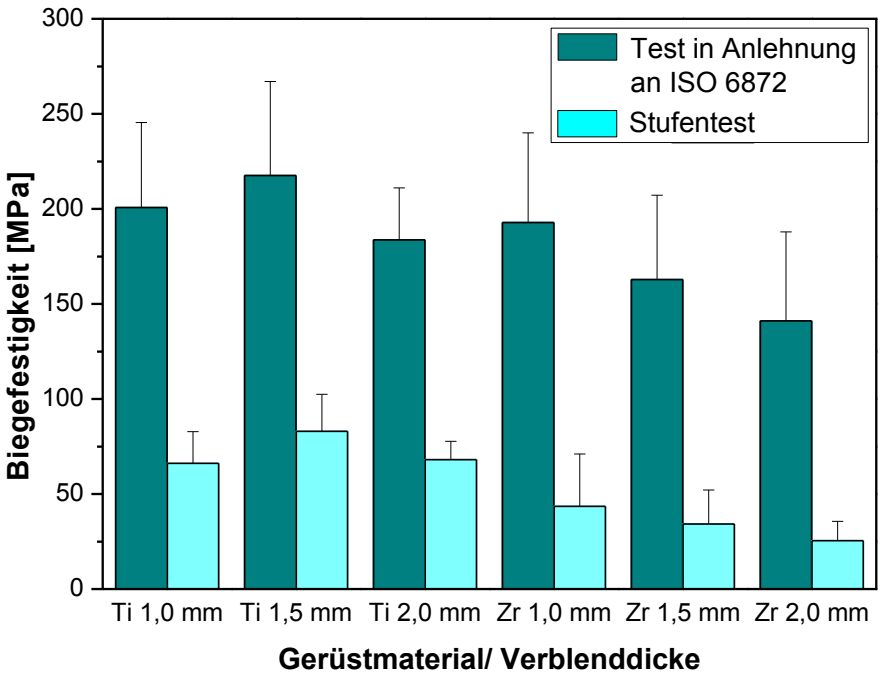


Abb. 42: Biegefestigkeitswerte der Testverfahren (Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest) im Vergleich

Die Abbildungen lassen erkennen, dass sowohl die Bruchlast- als auch die Biegefestigkeitswerte im Stufentest weitaus geringer ausfallen als diejenigen im Test in Anlehnung an ISO 6872.

Die nachstehende Tabelle (Tab. 16) stellt die prozentuale Abnahme der zuvor genannten Werte dar.

Tab. 16: Prozentuale Abnahme der Bruchlast/ Biegefestigkeit

	Titan			**Zirkoniumdioxid**		
Verblenddicke	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm
Bruchlast (%)	66,04	61,64	62,29	76,57	78,89	81,36
Biegefestigkeit (%)	67,05	61,85	62,98	77,42	78,95	81,92

5.4.2 Weibullstatistik im Vergleich

Folgende Schaubilder (Abb. 43 und Abb. 44) stellen die Ergebnisse der Weibullstatistik des Tests in Anlehnung an ISO 6872 und des Stufentests gegenüber.

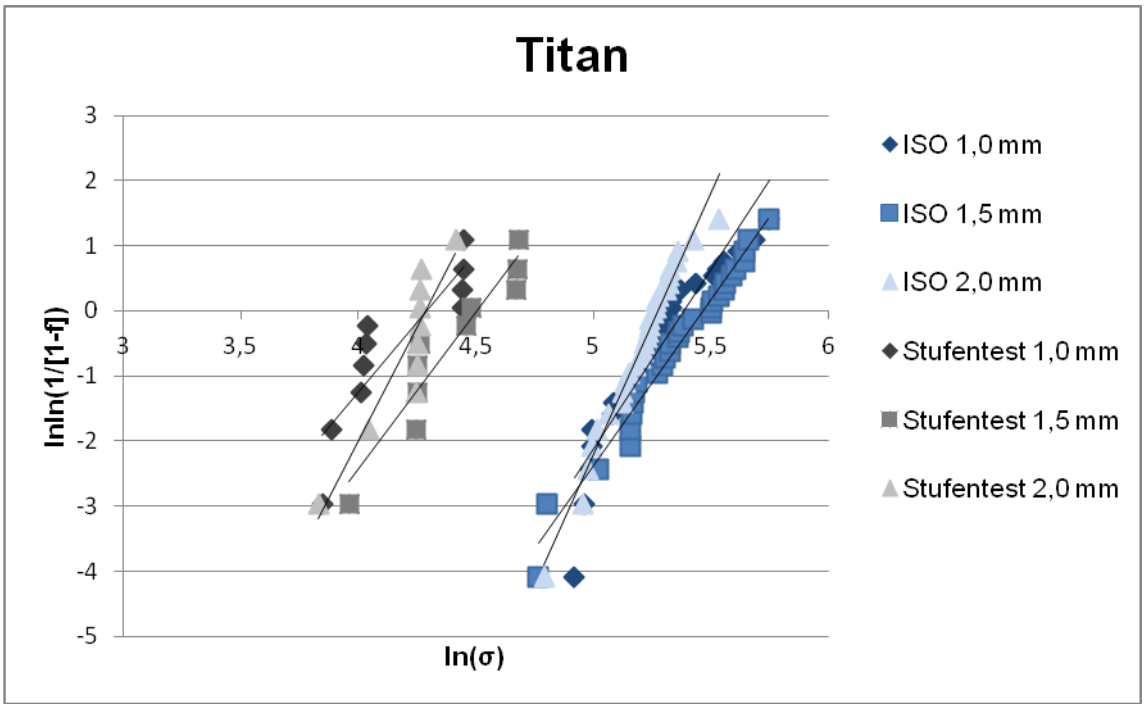


Abb. 43: Weibullmodul m der Titangruppen im Test in Anlehnung an ISO 6872 und im Stufentest

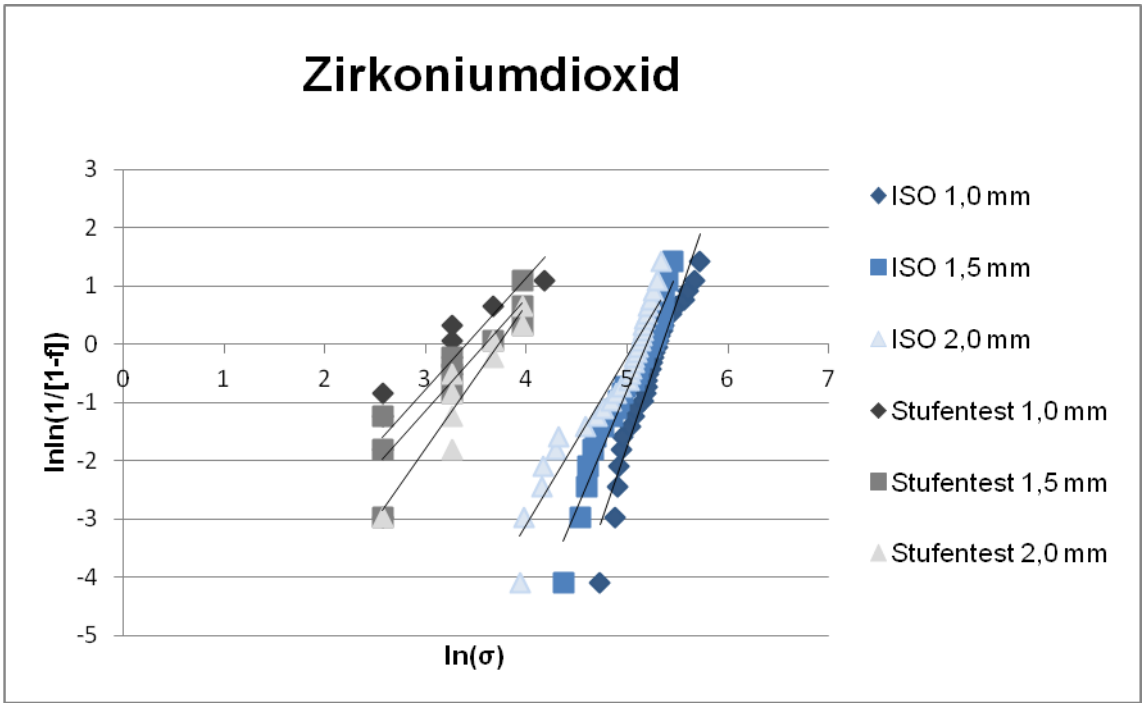


Abb. 44: Weibullmodul m der Zirkoniumdioxidgruppen im Test in Anlehnung an ISO 6872 und im Stufentest

5.5 Mikroskopaufnahmen

Die Proben wurden vor der Versuchsdurchführung visuell untersucht. Es konnte keine Korrelation zwischen Verunreinigungen/ Lufteinschlüsse und etwaiger Bruchlastminderung gefunden werden. An fünf Zirkoniumdioxidproben konnte vor der biaxialen Belastung eine sprungartige Veränderung in der Verblendung ausgemacht werden. Die Proben sind im Anhang mit einem *Sternchen kenntlich gemacht. Die ermittelte Bruchlast der Proben liegt unter dem jeweiligen Bruchlastdurchschnitt der zugehörigen Gruppe.

Nach erfolgter Versuchsdurchführung wurden die Fragmente auf Bruchart, Bruchherkunft und Bruchverlauf untersucht. Die Prüfkörper wurden anschließend anhand ihres Bruchverlaufs in verschiedene Gruppen eingeteilt. Diese Einteilung ist tabellarisch im Anhang festgehalten (11.2).

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Ergebnisse

6.1.1 Perthometer

Um darzustellen, wie sich der Strahlvorgang mit Aluminiumoxid (Korund) auf die Titanoberfläche auswirkt, wurde die Rauhtiefe von 10 Titanproben vor und nach der Oberflächenkonditionierung erfasst. Die mit dem Perthometer ermittelten Werte zeigen deutliche Unterschiede zwischen den zwei untersuchten Prüfungsgruppen. Während der Mittenrauhwert der unbearbeiteten Titanprüfkörper 2,76 ± 0,34 µm beträgt, liegt die Rauhtiefe der sandgestrahlten Prüfkörper hingegen durchschnittlich bei nur 1,84 ± 0,20 µm.

Laut Herstellerangaben von Dentaurum für das Material **Triceram®**, sollten die Titangerüste vor dem Aufbrennen der Verblendkeramik sorgfältig mit Al_2O_3 abgestrahlt werden [15]. Viele Studien belegen eine Erhöhung des Metall-Keramik-Verbundes durch den Strahlvorgang [24, 52, 101].

Das zweithärteste in der Natur vorkommende Mineral Aluminiumoxid ist chemisch stabil und zytokompatibel [66]. Aus dem Strahlvorgang resultieren, neben der Reinigung, auch eine Aufrauhung und Vergrößerung der Oberfläche und eine damit verbundene Oberflächenvergrößerung. Auch Freesmeyer et. al beobachteten nach dem Abstrahlen eine Vergrößerung der Rauhtiefe [24].

Angaben von Fieke zufolge konnten Studien an abgestrahlten Titangußobjekten eine Profileinebnung nachweisen [19]. Auch die vorliegende Untersuchung bestätigt eine Verringerung des Feinprofils durch den Strahlvorgang mit Korund.

6.1.2 Test in Anlehnung an ISO 6872

Die vorliegende Studie belegt, dass die Bruchlastwerte sowohl bei den Titan- als auch Zirkoniumdioxidgruppen mit zunehmender Verblenddicke steigten.

Versuche an stilisierten Kronen zeigten hingegen eine verminderte Belastbarkeit der Konstruktionen bei einer Erhöhung der Verblenddicke [13, 90]. Die Unterschiede in den Ergebnissen zwischen Literatur und Studie könnten auf die Richtung der Krafteinwirkung zurückzuführen sein. Bei den genannten Untersuchungen handelte es sich um schräg angreifende Scherkräfte.

Andere Untersuchungen an geometrischen Prüfkörpern aus Zirkoniumdioxid ergaben, dass das Verblenden an sich die Konstruktion schwächt [5, 20, 30].

Die Gestaltung eines Gerüsts mit gleichmäßiger Schichtdicke würde dazu führen, dass die Verblendung in bestimmten Bereichen wie den Approximalräumen oder den Höckerspitzen dicker gestaltet werden müsste. Um eine gleichmäßige Verblendschichtstärke zu gewährleisten, ist eine anatomische Gestaltung des Gerüsts durch den Zahntechniker demnach unabdingbar. Studien zufolge führt eine gleichmäßig dünne Verblendschichtdicke zu weniger Eigenspannungen innerhalb der Verblendung und am Interface [29, 76].

Werden die mittleren Bruchlastwerte der Titan- und der Zirkoniumdioxidgruppen verglichen, zeigt sich, dass bei einer Verblenddicke von 1,0 mm die Bruchlast der Zirkoniumdioxidgruppe höher ist als die der entsprechenden Titangruppe. Im Gegensatz dazu weisen die Titanprüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm und 2,0 mm höhere mittlere Bruchlastwerte auf als die der jeweiligen Zirkoniumdioxidgruppe. Laut Wakabayashi und Anusavice belegen Untersuchungen, dass sich der Bruchwiderstand von Vollkeramiksystemen mit zunehmendem E-Modul der Gerüstkeramikem erhöht. Dabei soll die Verblenddicke unbedeutend sein [106]. Auch Kappert beschreibt, dass sich ein hohes E-Modul der Gerüstkeramik positiv auf die Bruchlast auswirkt [47].

Die mittleren Biegespannungen an der Prüfkörperunterseite wurden mittels der Roarkformel berechnet. Innerhalb der Titangruppen wiesen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm durchschnittlich die höchste Biegespannung auf. Den niedrigsten mittleren Biegefestigkeitswert hat die Titangruppe mit einer 2,0 mm dicken Verblendung. Die beiden Werte unterschieden sich statistisch signifikant ($p<0,05$) voneinander. Innerhalb der Zirkoniumdioxidgruppen sinkt die Biegespannung an der Probenunterseite mit aufsteigender Verblenddicke statistisch signifikant. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Erkenntnissen von Fleming et al., die in einer Studie verblendete Prüfkörper unterschiedlicher Schichtstärke biaxial testeten. Neben der Erkenntnis, dass die Biegefestigkeit der Probe höher ist, wenn das Gerüstmaterial unter Spannung gesetzt wird, fanden sie zudem heraus, dass die Biegefestigkeit zunimmt, umso dicker das Gerüst im Verhältnis zur Verblendstärke ist [22].

Im Test in Anlehnung an ISO 6872 sank innerhalb der Zirkoniumdioxidgruppen die Biegespannung an der Probenunterseite mit aufsteigender Verblenddicke statistisch signifkant ($p<0,05$). Innerhalb der Titangruppen wiesen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm durchschnittlich die höchste Biegespannung auf. Den niedrigsten mittleren Biegefestigkeitswert hatte die Titangruppe mit einer 2,0 mm dicken Verblendung. Die Ergebnisse des Stufentests zeigten, dass bei der Ermüdungsprüfung nur ein Bruchteil der Kraft erforderlich ist um die Proben zum Versagen zu bringen.

Vergleicht man die Biegefestigkeitswerte der jeweiligen Titan- und Zirkoniumdioxidprüfkörpergruppen ist zu erkennen, dass die durchschnittlichen Werte der Titangruppen höher sind als die der jeweiligen Zirkoniumdioxidgruppen. Die Werte der 1,5 mm- und 2,0 mm Gruppen unterscheiden sich statistisch signifikant ($p<0,05$). Guazzato et al. untersuchten im biaxialen Test neben dem Bruchverhalten auch die Biegefestigkeit verblendeter Vollkeramikproben. Gleichermaßen erfolgte der Verblendvorgang mit derselben Verblendkeramik, während verschiedene Gerüstmaterialien mit unterschiedlichen E-Modulen (In-Ceram Zirconia und In-Ceram Alumina) verwendet wurden.

Die Proben mit der Gerüstkeramik deren Elastizitätsmodul höher war, lieferte niedrigere Biegefestigkeitswerte [30]. Ebenso verhielt es sich in der vorliegenden Studie, in der das Gerüstmaterial Titan mit dem niedrigeren Elastizitätsmodul höhere Biegefestigkeitswerte lieferte.

Eine große Streuung der Messwerte ist für keramische Werkstoffe charakteristisch. Die zuvor angewandte Beschreibung des Festigkeitsverhaltens einer Dentalkeramik durch Mittelwert und Standardabweichung ist eher ungenau. Aus diesem Grund entwickelte Weibull eine Theorie, um das Streuverhalten der Festigkeit keramischer Massen besser beschreiben zu können. Die charakteristische Weibullfestigkeit bezeichnet jene Spannung, bei der 63,3% aller getesteten Proben einer Prüfgruppe frakturieren. Der Weibullmodul m ist ein Maß für die Festigkeitsstreuung. Je größer das Modul, desto enger liegen die gemessenen Festigkeitswerte beieinander. Ein niedriger Weibullmodul spricht hingegen für eine große Streuung der Werte. Mit dem Weibullmodul kann man folglich die mechanische Zuverlässigkeit eines keramischen Werkstoffes definieren [5, 72].

Innerhalb der Titangruppen weisen die Prüfkörper mit der dicksten Verblendung das größte Weibullmodul m auf. Bei den Zirkoniumdioxidgruppen hingegen sinkt das Weibullmodul m mit zunehmender Verblenddicke. Während bei den Titangruppen eine Zunahme der Verblenddicke die Streuung der Messergebnisse vermindert, verhält es sich bei den Zirkoniumdioxgruppen konträr. Bei zunehmender Verblenddicke scheint die mechanische Zuverlässigkeit bei den Zirkoniumdioxidproben zu sinken.

Wenn man die Titan- und Zirkoniumdioxidwerte miteinander vergleicht fällt auf, dass die Steigungen der Regressionsgeraden der Titangruppen höher sind. Die Messwerte der Titangruppen streuen demnach weniger als die der Zirkoniumdioxidgruppen. Auch andere Autoren kamen zu der Erkenntnis, dass nicht nur das Material welches unter Spannung gerät das Weibullmodul bestimmt, sondern das obenliegende Gerüstmaterial ebenso Einfluss auf das Ergebnis hat [12, 30].

6.1.3 Stufentest

Die Abbildungen im Ergebnisteil (5.4.1) verdeutlichen die gewonnenen Bruchlast- und Biegefestigkeiteswerte des Tests in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentests im Vergleich.

Werden die beiden Testverfahren miteinander verglichen, zeigen sich ähnliche Ergebnisse. Im Stufentest fallen die Messwerte jedoch viel geringer aus. Die Tabelle auf S. 92 (Tab. 16) veranschaulicht durch die Darstellung der prozentualen Abnahmen, dass im Stufentest weitaus weniger Kraft erforderlich ist um die Proben zum Versagen zu bringen. Der Stufentest ist eine Ermüdungsprüfung und dient der Beurteilung des Materialverhaltens auf eine andauernde Belastung. Die Ermüdung ist ein Bruchkraftverlust der nach Dauerbelastung auftritt [71]. Der Stufentest hat klinische Relevanz, da der Zahnersatz im Mund einer stetigen Belastung ausgesetzt ist. Dennoch ist die Belastung in der Mundhöhle nicht kontinuierlich. Vielmehr unterliegt der Zahnersatz einer zeitlich wechelnden Belastung. Um diese zu simulieren bedient man sich zyklischen Belastungstests im Kausimulator, mithilfe dessen zudem mundähnliche Gegebenheiten in Form eines feuchten Milieus nachgeahmt werden können .

6.1.4 Mikroskopische Aufnahmen

Die Probekörper wurden nach der Versuchsdurchführung mikroskopisch analysiert. Bei der 1 mm-Titangruppe löste sich die Verblendung nicht vom leicht verbogenen Gerüst. Die Verblendung zeigte lediglich Sprünge auf, die sich von Zentrum der Probe nach außen fortpflanzten. Auffällig war, dass die Anzahl der unterkritischen Radialrisse mit der Bruchlast korrelierte. Während die eine Hälfte der 1,5 mm- Titangruppe nur Sprünge in der Keramik aufwies, löste sich bei der anderen Hälfte die Verblendung teilweise vom Gerüst. Die fehlenden Verblendstücke (Dreiecke) hinterließen keinerlei Reste auf dem Titangerüst. Auch hier war bei einer steigenden Bruchlast eine vermehrte Rissbildung zu identifizieren. Zudem zeigten die Prüfkörper, deren Verblendungen sich partiell ablösten, die höchsten Kraftwerte.

Bei 25 von 30 Prüfkörpern der 2 mm-Titangruppe kam es zum fragmentarischen Ablösen der Keramik. Dabei lösten sich die Verblendstücke (Dreiecke) vollständig, sodass keine Bonderreste mehr vorzufinden waren. Die Risse verliefen immer vom unversehrt gebliebenen Gerüst direkt zur Oberfläche. Die zwei Proben mit den höchsten Bruchlasten fielen hingegen durch ein anderes Aussehen auf. Während der Randbereich verblendet blieb, brach die Verblendkeramik im Zentrum heraus. Im Gegensatz zu den davor untersuchten Proben, verliefen die Risse hier nahezu parallel zur Titanoberfläche.

Die Zirkoniumdioxidgerüste zerbrachen bei der 1,0 mm- Zirkoniumdioxidgruppe in mindestens zwei Teile. Die Verblendung splitterte und löste sich teilweise vom Gerüst. Dabei blieben keine Liner oder Opakerreste zurück.

Die Gerüste der 1,5 mm- Zirkoniumdioxidgruppe zerbrachen in bis zu 5 Teile und es kam in dieser Gruppe vermehrt zum vollständigen Ablösen der Verblendung. Auch in der letzten Prüfgruppe zerbrachen die Gerüste in bis zu fünf Teile. An 14 Prüfkörpern kam es zum fast vollständigen Ablösen der Verblendkeramik. Bei den Zirkoniumdioxidproben sind besonders die randständigen flachen Keramikinseln auffällig. Sie sprechen für eine Fraktur, die dicht entlang der Verbundzone aber noch innerhalb der Keramik verläuft. Dieser sogenannte Kohäsionsbruch belegt eine hohe Qualität des Haftverbunds.

Kappert untersuchte das unterschiedliche Bruchverhalten verblendeter Metall- und Keramikproben im Biegeversuch und betonte, dass bei Überbelastung zuerst die Verblendkeramik frakturieren würde. Bei den Metall-Keramik-Proben löste sich die zersprungene Verblendung vom verbogenen Metallgerüst. Während sich bei den Keramikgerüsten der Riss bis ins Gerüst fortpflanzt, verhinderte die hohe Risszähigkeit des Metalls die Totalfraktur. Ein hohes E-Modul der Gerüstkeramik sei von Vorteil [47].

Zusammenfassend lässt die Untersuchung der Proben im Hinblick auf die unterschiedlichen Schichtstärken erkennen, dass die Prüfkörper mit der dünnsten Verblendung Radialrisse aufwiesen. Im Falle der Titanproben kam es gar nicht und bei den Zirkoniumdioxidproben nur geringfügig zum Ablösen der Verblendung. Im Gegensatz hierzu kam es bei den Proben mit der größten Verblendschichtstärke vermehrt zur Delaminierung der Verblendkeramik.

Auch Fleming et al. kommen zu dem Schluss, dass das Bruchverhalten verblendeter Prüfkörper im biaxialen Test vom Verhältnis der Gerüst- und Verblenddicke abhängt. Mit steigender Verblenddicke nimmt auch hier die Delaminierung der Verblendung vom Gerüstmaterial zu [22].

Aus dem Vergleich zwischen den Abplatzmustern und den gemessenen Bruchwerten lässt sich schlussfolgern, dass es bei Proben, die zunächst höheren Kräften standhielten zur vermehrten Radialrissbildung (1,0 mm Verblenddicke) bzw. einer stärkeren Freilegung des Gerüstmaterials kam (1,5 und 2,0 mm Verblenddicke).

Fünf Zirkoniumdioxidproben wiesen vor der biaxialen Biegeprüfung eine sprungartige Veränderung in der Verblendung auf. Da die ermittelte Bruchlast der Proben unter dem jeweiligen Bruchlastdurchschnitt der zugehörigen Gruppe liegt, kann vermutet werden, dass es sich bei der Veränderung um einen Sprung in der Verblendung handelte. Demnach kann schlussgefolgert werden, dass bereits vorliegende Sprünge in der Verblendung eine Bruchlastminderung nach sich ziehen und der Zahnarzt keine Restaurationen einsetzen sollte, die bereits derartige Defekte aufweisen.

Hohe Bruchwerte sind als positiv zu bewerten und weisen auf ein stabiles Verbundsystem und Gesamtkonstrukt hin.

Mithilfe der Methode der finiten Elemente (FEM) stellten Guazzato et al. fest, dass die größte Spannung bei verblendeten Prüfkörpern im biaxialen Test, deren Verblendung nach unten zeigt, am Interface vorlag. Die zweithöchste Spannung befand sich an der Probenunterseite.

Um das Bruchverhalten und den Bruchursprung genauer zu analysieren, untersuchten Guzzato et al. REM-Aufnahmen. Dabei fanden die Autoren heraus, dass der Bruch zumeist an der Probenunterseite begann und sich anschließend, unter Begleitung von Delaminierungen in das Gerüst fortsetzte. Bei nur wenigen Proben war das Interface der Bruchursprung. Weitere Untersuchungen bewiesen, dass der Versagensursprung und das Bruchverhalten durch die Untersuchungsmethode und die Probendicke beeinflusst werden können [103, 106, 111, 118]. So konnte gezeigt werden, dass sich der Bruchursprung von der Verblendkeramik zum Gerüstmaterial hin verschiebt, wenn die Verblenddicke im Verhältnis zur Gerüststärke gesenkt wird. Die Verblendung zeigte bei dieser Studie allerdings nach oben. Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass das E-Modul keinen großen Einfluss auf den Versagensursprung hatte [106].

Um das Bruchverhalten und den Ort der Rissentstehung zu bestimmen, bedienten sich die Autoren der Finiten Elemente Methode und REM-Aufnahmen. Um in der vorliegenden Studie derartige Aussagen über den Bruchursprung treffen zu können, reichen die Mikroskopaufnahmen nicht aus.

6.2 Diskussion der Methodik

6.2.1 Fehlerbetrachtung

Fehler bei der Prüfkörperherstellung können die Eigenschaften der eingesetzten Materialien beeinträchtigen und die Messwerte ungünstig beeinflussen. Dementsprechend verhält es sich auch mit einer unpassenden Versuchsanordnung. Im Folgenden werden mögliche Fehlerquellen diskutiert.

6.2.1.1 Einfluss der Verarbeitung

Im Rahmen der Studie wurde die Festigkeit der Verblendkeramik Triceram auf Metall- und Keramikgerüsten mithilfe des biaxialen Biegetests untersucht. Als Prüfkörper wurden runde Scheibchen verwendet, die teils maschinell und teils manuell gefertigt wurden.

Die Titangerüste wurden von der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) zur Verfügung gestellt. Die Proben aus gegossenem Titan wiesen die bereits gewünschten Maße auf. Nach Herstellerangaben erfolgte vor dem Verblenden ein sorgfältiges Abstrahlen der Prüfkörper mit Aluminiumoxid (120µm). Um den gewünschten Strahlwinkel von 45° und einen Abstand von 1,5 cm zu gewährleisten, wurde eigens eine Halterung entworfen und angefertigt. Diese Vorrichtung garantierte die präzise und reproduzierbare Einhaltung der Herstellervorgaben.

Beim Strahlvorgang ist auf einen vorsichtigen Umgang mit dem Strahlmittel zu achten, damit ein übermäßiger Abrieb der Gerüstoberfläche vermieden wird. Um die Schichtdicke der Titanscheibchen nicht zu vermindern, aber dennoch eine ausreichende Konditionierung aller Oberflächenbereiche zu gewährleisten, wurde die Oberfläche zunächst farblich markiert und anschließend bis zum vollständigen Entfernen der Farbe abgestrahlt.

Von der Firma Wieland Dental (Pforzheim, Deutschland) wurden die Zirkoniumdioxidproben (**Zenotec Zr Bridge**) bereit gestellt. Die Gerüstscheibchen befanden sich im ungesinterten Weißzustand mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,2425.

Nachdem die Oberfläche der Weißlinge mit SiC-Schleifpapier (600) von Staub befreit wurde, kamen sie zum Sintern in den Ofen und wiesen nach dem Sintervorgang die gewünschten Maße auf. Aus dieser manuellen Bearbeitung (Schleifpapier) der Zirkoniumdioxidproben ergibt sich ein Fehlerpotential, welches die Messergebnisse beeinflussen kann.

Vor der keramischen Verblendung wurden die Gerüstproben sorgfältig mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt. Um Rissbildungen zu vermeiden, wurde ein punktuelles Abdampfen und somit Erhitzen der Prüfkörper verhindert.

Während bei der Überpresstechnik der gesamte Herstellungsprozess automatisiert und standardisiert ist, unterliegt die Schlickertechnik dem Geschick des Technikers. Beim Verblenden der Proben wurde auf ein exaktes und reproduzierbares Anmischen der Komponenten und auf eine gute Verdichtung der Keramikmassen geachtet. Bei der Schlickertechnik muss dennoch eine große Volatilität der Keramikmassen hinsichtlich Verunreinigungen und Lufteinschlüsse in Betracht gezogen werden. Eine einheitliche und standardisierte Prüfkörperherstellung ist daher nur bedingt möglich, weshalb die konventionelle Verblendtechnik stärker dem manuellen Einfluss und damit einer höheren Fehlerwahrscheinlichkeit unterliegt.

Vor der Versuchsdurchführung wurden alle Proben makroskopisch und mikroskopisch auf Verarbeitungsfehler, die Einflüsse auf die Stabilität der Körper haben könnten (vorzeitige Rissbildungen, Lufteinschlüsse oder Verunreinigungen) überprüft.

6.2.1.2 Versuchsdurchführung- und auswertung

Die Versuchsdurchführung und Messung der Daten erfolgte maschinell mithilfe der **Universalprüfmaschine Zwick Z010** (Ulm, Deutschland). Beim Test in Anlehnung an ISO 6872 wurden die Kräfte die zum Versagen der Körper führten, in Newton gemessen und simultan durch das Computerprogramm **Zwick testXpert® 12.0 software** in Messprotokollen festgehalten. Durch das automatisierte Verfahren ist die Fehlerwahrscheinlichkeit als gering einzustufen und die Reproduzierbarkeit garantiert.

Im statischen Stufentest wurde von jeder Prüfkörpermessung ein Kraft-Zeit-Diagramm zusammen mit einem Weg-Zeit-Diagramm festgehalten. Die Ermittlung der Bruchlast erfolgte manuell, indem innerhalb des Weg-Zeit-Diagramms nach einer Wegstreckenänderung (Y-Achse) gesucht wurde. Der Zeitpunkt (X-Achse) wurde auf das Kraft-Zeit-Diagramm übertragen und somit konnte die Kraft ermittelt werden, die zum Versagen der Gesamtkonstruktion führte. Die Diagrammauswertung für die Titangruppen war aufgrund der duktilen Eigenschaften des Metalls eindeutig. Das Ablösen der Keramik war anhand einer klar erkennbaren Wegstreckenänderung im Weg-Zeit-Diagramm auszumachen. Das Titangerüst zerbrach dabei nicht.

Im Gegensatz dazu, erwies sich die Auswertung der Zirkoniumdioxidgruppen als durchaus schwieriger. Eine Wegstreckenänderung, welche auf ein Ablösen der Verblendkeramik hinwies, war nicht bei jedem Prüfkörper eindeutig erkennbar, da einige Diagramme vielmehr gleichmäßige Stufen aufwiesen. Die Messung endete schließlich, nachdem der gesamte Prüfkörper (Verblendung + Gerüst) zerbrach. Diese Verhaltensweise ist auf die Sprödigkeit des Gerüstmaterials Zirkoniumdioxid zurückzuführen. Die in dieser Studie angewandte Vorgehensweise im Stufentest (Ermittlung des Versagens anhand der Weg-Zeit-Diagramme) scheint für die Zirkoniumdioxidprüfkörper als weniger geeignet, da die Ergebnisse anhand der Diagramme teilweise nicht eindeutig festzustellen sind. Eine Alternative könnte die Durchführung des Stufentests mithilfe eines Akustiksensors darstellen.

Dieser ermöglicht die exakte Bestimmung des Zeitpunkts und Dauer einer Rissbildung und auch Delaminierung [80].

Die Berechnung der Biegespannung an der Prüfkörperunterseite wurde mithilfe der Roarkformel (Formel 4) durchgeführt. Zudem wurde die von Hsueh et al. vorgeschlagene Formel (Formel 10) ausprobiert. Die Formel ergab, wie auch schon die Autoren berichteten, dasselbe Ergebnis. Zudem kann bestätigt werden, dass die vorgeschlagene Formel einfacher zu handhaben ist, da sie weitaus kürzer ist [35].

6.2.2 Beurteilung der Prüfmethode

In-vitro-Untersuchungen dienen der Beurteilung dentaler Werkstoffe und Techniken und zeichnen sich im Vergleich zu in-vivo-Studien durch eine hohe Standardisierbarkeit aus [54].

Der biaxiale Biegetest ist eine geeignete Versuchsanordnung um eine Aussage zur Biegefestigkeit von Keramiken zu treffen und hat sich als Standardmethode zur Prüfung von Probekörper einheitlichen Materials längst bewährt [1].

Innerhalb einer Restauration treten vor allem biaxiale Spannungen auf. Der biaxiale Biegetest ist deshalb besonders geeignet, um die klinische Situation und die dort auftretenden Kräfte der Realität entsprechend nachzustellen [27, 114]. Die Biegefestigkeit ist ein Wert für die Biegespannung in einem auf Biegung beanspruchten Körper, deren Überschreiten zum Bruch führt [47]. Die Spannung wird im biaxialen Test an der Unterseite des Prüfkörpers erzeugt. Die maximale Spannung befindet sich dabei im Zentrum der runden Probekörper, weshalb sogenannte Kanteneffekte ausgeschlossen werden können und von einer geringeren Empfindlichkeit gegenüber Verarbeitungsfehler ausgegangen werden kann [6, 27]. Werden Prüfkörper dem uniaxialen Biegetest unterzogen und anschließend unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet, so zeigt sich, dass der durch Zugspannung erzeugte Bruch von defekten Stellen im Randbereich der Prüfkörper ausgeht.

Im Gegensatz zu Prüfkörpern anderer Testverfahren stimmt das Volumen-Oberflächenverhältnis der runden Prüfkörper des biaxialen Tests am ehesten mit demjenigen von Kronen überein. Zudem können die Prüfkörper einfach hergestellt werden [27].

Das Wissen über die Biegefestigkeit einer Verblendkeramik reicht nicht aus um eine Aussage über die Haltbarkeit der Restauration zu treffen. Studien mit verblendeten Prüfkörpern sind hingegen besser mit der klinischen Situation vergleichbar.

In der vorliegenden Arbeit wurde deshalb eine Versuchsmethode mit verblendeten Proben gewählt. Um die bereits genannten Vorteile der biaxialen Versuchsanordnung auszuschöpfen, wurde die Studie in Anlehnung an die DIN EN ISO 6872 durchgeführt und verblendete Prüfkörper biaxial belastet.

Für die Festigkeitsbestimmung von geschichteten Systemen werden oftmals realitätsgetreue Proben hergestellt. Obwohl bei anatomisch geformten Prüfkörpern ein Vorteil darin zu sehen ist, dass sie praxisnah gestaltet sind, liegen ihre Nachteile in der erschwerten Herstellung und Reproduzierbarkeit und der Schwierigkeit die Ergebnisse mit anderen Studien zu vergleichen zu können. Daher bietet die In-vitro-Untersuchung von nicht-anatomischen Proben einige Vorteile [4, 98]. Die Verblendschablone garantiert eine geometrische und definierte Form und vereinfacht die Herstellung. Die Proben der vorliegenden Untersuchung ähneln dem Aufbau einer Krone, da das Gerüst vollständig verblendet ist. Da die Probekörper anderer Prüfverfahren (Schwickerathtest; Schmitz-Schulmeyertest) nicht vollständig verblendet sind, können die dabei erhaltenen Festigkeitswerte nur bedingt auf die in-vivo-Situation übertragen werden [48].

Die Prüfkörper liegen mit Dicken von 1,8 mm bis 2,8 mm und einem Durchmesser von 12 mm in den klinisch zu erwartenden Größenordnungen. Zudem stimmt das Volumen-Oberflächenverhältnis der runden Prüfkörper im Vergleich denjenigen anderer Verfahren (2.3.4) am ehesten mit demjenigen von Kronen überein [14].

Bei einem runden Prüfkörper, dessen Verblendkeramik in der Zugzone liegt gilt, dass die Zone der maximalen Spannung im Mittelpunkt der Verblendoberfläche liegt. Verarbeitungsfehler und Risse im Randbereich haben somit einen geringen Einfluss auf das Ergebnis [27].

Die Proben zeigten in der vorliegenden Versuchsdurchführung mit der verblendeten Seite nach unten. Mithilfe dieser Methode gerät die zu untersuchende Verblendkeramik unter Zugspannung. Vergleichbar wäre diese Anordnung beispielsweise mit einem Brückenzwischenglied, welches bei Kaubelastungen an der Unterseite unter Zugspannungen gesetzt wird [103].

Untersuchungen an klinisch gescheiterten Vollkeramikrestaurationen zeigten, dass der Rissursprung oftmals an der unter Spannung geratenen Kroneninnenseite zu finden ist. Guazzato et. al und Fleming et. al erforschten das Bruchverhalten von verblendeten Prüfkörpern im biaxialen Test, die mit der Verblendfläche nach unten und nach oben zeigten. Sie fanden heraus, dass die Festigkeit der Konstruktionen durch das Material bestimmt wird, welches an der Unterseite unter Spannung gesetzt wird [22, 30]. Zudem seien Proben, deren Verblendungen in der Prüfanordnung nach oben zeigten, sogar schwächer, als Proben einheitlichen Materials [22, 111]. Die Autoren machten hierfür neben dem WAK auch Verarbeitungsfehler und Oberflächenbeschädigungen verantwortlich [111].

Interessant wäre es in weiterführenden Studien den Versuch so anzuordnen, dass das Gerüst nach unten zeigt und die Verblendfläche durch den Stempel belastet wird. Dies würde die Belastung eines Zahnhöckers im antagonistischen Okklusionsfeld imitieren.

Dennoch werden bei der biaxialen Prüfung kaufunktionelle extraaxiale Komponenten nicht beachtet. So entstehen In-vivo während Okklusionsbewegungen Scherkräfte, wie zum Beispiel an Höckerabhängen, die mit diesem Versuchsaufbau nicht imitiert werden.

Des Weiteren werden verschiedene Einflüsse, denen die Restaurationsmaterialien in der Mundhöhle ausgesetzt sind nicht berücksichtigt. Dazu zählen neben dem Speichel und den Temperaturunterschieden auch die zyklischen Kaubelastungen.

Die normierten Tests nach Schwickerath und Schmitz-Schulmeyer dienen der Haftfestigkeitsuntersuchung zwischen Gerüst- und Verblendmaterialien. Durch die Versuche sollen Voraussagen gemacht werden können, wie sich die Materialkombinationen unter klinischer Anwendung verhalten [109].

Der 3-Punkt-Biegetest nach Schwickerath wurde zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes als DIN-Norm aufgenommen [2]. Aufgrund der duktilen Eigenschaften der Metalle, sind diese elastisch und plastisch belastbar. Die plastische Verformung des Metallgerüsts führt bei der Verbundprüfung nach Schwickerath schließlich zum Ablösen der Verblendkeramik.

Keramiken weisen Sprödbruchverhalten auf und ihre Elastizitätsgrenze entspricht der Bruchgrenze. Eine plastische Verformung des Gerüsts, welche zum Versagen des Verbundes führen würde, kommt bei Keramikgerüsten nicht zustande [47]. Der Scherversuch nach Schmitz-Schulmeyer setzt hingegen kein elastisches Verhalten des Gerüstmaterials voraus und kann zur Untersuchung von Vollkeramiksystemen herangezogen werden [109].

Während der biaxiale Test in der ISO Norm 6872 zur Prüfung keramischer Werkstoffe vorgesehen ist, wurde in der vorliegenden Arbeit neben dem Gerüstmaterial Zirkoniumdioxid auch Metall verwendet.

Obwohl es sich bei den Proben um verblendete Systeme handelt, wird in der angewandten Versuchsanordnung nicht nur die Haftfestigkeit geprüft. Dies ist dem Versuchsaufbau zuzuschreiben, da die Verblendfläche auf den Kugeln aufliegt. Die Methode prüft vielmehr die Gesamtkonstruktion als Ganzes. Die ermittelte Bruchlast zeigt auf, bei welcher Belastung die Konstruktion versagt.

Die Roark-Formel ermöglicht die Berechnung der Biegespannung die an der Ober- und Unterseite des Prüfkörpers zum Zeitpunkt des Versagens vorherrscht [116]. In dieser Arbeit liegt das Hauptaugenmerk auf der Biegespannung, die an der Unterseite der Verblendkeramik herrscht, da sie in der maximalen Spannungszone liegt.

Dadurch kann der Einfluss ermittelt werden, den das Gerüstmaterial (Metall oder Keramik) und die Gesamtdicke der Konstruktion auf die Verblendkeramik hat. Man kann also Schlüsse ziehen, inwieweit sich die Konstruktion auf die Biegefestigkeit der Verblendung auswirkt

Basierend auf einer von Hsueh et. al vorgeschlagener Formel (Formel 11+12) kann zusätzlich mittels der zuvor gewonnenen Ergebnisse die Biegespannungen am Interface bestimmt werden [35]. Hat man anhand der Untersuchung der Probekörper entdeckt, dass der Bruchursprung in der Verbundzone liegt, wäre die Formel (Formel 11+12) interessant. In der vorliegenden Studie konnte anhand der gefertigten Mikroskopbilder jedoch keine Beurteilung zum Versagensursprung getätigt werden.

Obwohl die Literaturrecherche belegt, dass der biaxiale Biegetest für verblendete Prüfkörper bereits zahlreich eingesetzt wurde, ist er nicht in der ISO Norm festgehalten [35, 114]. Eine fehlende Normierung des Prüfverfahrens und das damit verbundene Fehlen von Mindestanforderungen verhindert eine Einordnung der erzielten Ergebnisse. Um eine Mindestanforderung zu formulieren, müssten vorher die genauen Abmessungen und Vorgehensweisen definiert und festgehalten werden.

Mit der Aufnahme der Versuchsanordnung in die ISO Norm wäre eine Vergleichbarkeit und Einordnung der Ergebnisse möglich.

6.3 Schlussfolgerungen

Da es sich bei der durchgeführten Methode um kein normiertes Prüfverfahren handelt und daher keine Mindestanforderungen sowie Versuchsvorgaben (Probendicke, Versuchsaufbau) vorliegen, lassen sich die Ergebnisse der Studie nicht mit den Werten aus der Literatur vergleichen. Dennoch kann man die Ergebnisse der Prüfungsgruppen untereinander vergleichen und praxisrelevante Schlussfolgerungen ziehen.

So zeigt sich, dass die Titanproben sowohl im Test in Anlehnung an ISO 6872 als auch Stufentest zumeist höhere Bruchlastwerte liefern als die Zirkoniumdioxidproben. Die beim Kauen durchschnittlich aufgewendete Kraft liegt im Seitenzahnbereich zwischen 10,5-22 N. Die maximalen Kaukräfte sind für den Frontzahnbereich mit 170-200 N angegeben und liegen im Seitenzahnbereich bei 320-400 N [112]. Die in der Studie gewonnenen mittleren Bruchlastwerte im Test in Anlehnung an ISO 6872 übersteigen diese Werte deutlich und erlauben den Ausblick auf eine erfolgreiche klinische Anwendbarkeit. Im Stufentest fielen die Ergebnisse hingegen niedriger aus. Der Stufentest ist allerdings nur bedingt mit der Realität vergleichbar, da es sich dabei um eine anhaltende Dauerlast handelt, die in der Natur derart nicht vorkommt.

Die Bruchlastwerte nehmen mit steigender Verblenddicke zu. Umso dicker die Verblendung ist, desto höher ist demnach die zum Bruch erforderliche Kraft. Daraus ließe sich schließen, dass der Zahntechniker die Verblendung möglichst dick gestalten sollte. Dabei sollten jedoch die intraoral auftretenden Scherkräfte nicht vergessen werden. Wie andere Studien schon gezeigt haben, versagen dickere Proben bei schräg angreifenden Kräften unter niedrigeren Lasten [13]. Um die Scherkräfte so gering wie möglich zu halten, sollte der Zahnarzt darauf achten, exzentrischen Kontakte der Restaurationen bei der Laterotrusions- und Mediotrusionsbewegung zu vermeiden [111]. Um eine gleichmäßige Verblendschichtstärke zu gewährleisten muss zudem auf eine anatomische Gerüstgestaltung seitens des Zahntechnikers geachtet werden [29, 76].

Trotz der zuvor erörterten Vorteile der vorliegenden Versuchsanordnung und der Bedeutsamkeit der Ermittlung physikalischer Eigenschaften, gilt zu bedenken, dass die Übertragbarkeit auf die klinische Bewährung nur eingeschränkt möglich ist. Dazu zählt neben den individuellen biofunktionellen Beanspruchungen und den anatomischen Gegebenheiten auch die Behandlungsweise des Zahnarztes, die zu unkalkulierbaren Kräften und damit Spannungen führen kann [18, 64]. Hinzu kommt noch der Einfluss von Verarbeitungsfehlern seitens des Zahntechnikers [18].

7 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, durch eine experimentelle In-vitro-Untersuchung die Festigkeit von Titan/**Triceram**®-Proben und Zirkoniumdioxid/**Triceram**®-Proben vergleichend zu untersuchen. Zudem sollte der Einfluss der Verblenddicke auf die Konstruktion ermittelt werden.

Um die Werte vergleichend quantifizieren zu können, wurde für beide Materialarten dieselbe Versuchsanordnung gewählt. In Anlehnung an die ISO 6872 und im statischen Stufentest wurde der biaxiale Biegetest an verblendeten Proben durchgeführt. Zur experimentellen Durchführung der Studie mussten zunächst Prüfkörper hergestellt werden, wobei sowohl eine Titan- als auch eine Zirkoniumdioxidgruppe à 120 Prüfkörper vorgesehen war. Die Proben wurden wiederum anhand ihrer Verblenddicken in drei Untergruppen unterteilt (1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm).

Nach der Versuchsdurchführung wurden die mittleren Bruchlastwerte der Prüfgruppen verglichen, wobei die Titanproben sowohl im Test in Anlehnung an ISO 6872 als auch Stufentest zumeist höhere Bruchlastwerte als die Zirkoniumdioxidproben lieferten. Ferner nahmen die Bruchlastwerte mit steigender Verblenddicke zu. Die Berechnung der mittleren Biegespannungen an der Probenunterseite erfolgte mithilfe einer nicht normierten Formel [35]. Im Test in Anlehnung an ISO 6872 sank innerhalb der Zirkoniumdioxidgruppen die Biegespannung an der Probenunterseite mit aufsteigender Verblenddicke statistisch signifkant ($p<0,05$). Innerhalb der Titangruppen wiesen die Prüfkörper mit einer Verblenddicke von 1,5 mm durchschnittlich die höchste Biegespannung auf. Den niedrigsten mittleren Biegefestigkeitswert hatte die Titangruppe mit einer 2,0 mm dicken Verblendung. Die beiden Werte unterschieden sich statistisch signifikant ($p<0,05$) voneinander. Die durchschnittlichen Biegefestigkeitswerte der Titangruppen (1,5 mm; 2,0 mm) waren signifikant höher als die der jeweiligen Zirkoniumdioxidgruppen. Die Ergebnisse des Stufentests zeigten, dass bei der Ermüdungsprüfung nur ein Bruchteil der Kraft erforderlich ist um die Proben zum Versagen zu bringen.

8 Literaturverzeichnis

[1] 2000. *DIN EN ISO 6872: Zahnheilkunde- Keramische Werkstoffe*. DIN-Taschenbuch 267. Beuth Verlag, Berlin.

[2] 2000. *DIN EN ISO 9693: Dentale restaurative Metallkeramiksysteme*. DIN-Taschenbuch 267. Beuth Verlag, Berlin.

[3] 2014. *Dental-Kompakt: Das Jahrbuch 2014*. Flohr Verlag, Rottweil.

[4] Aboushelib, M. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials* (2007), 952–959.

[5] Alshehri, S. An Investigation into the Role of Core Porcelain Thickness and Lamination in Determining the Flexural Strength of In-Ceram Dental Materials. *Journal of Prosthodontics* 2011, 20, 261–266.

[6] Anusavice, K., Kakar, K., and Ferree, N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental protheses? *Clin Oral Impl Res* 2007, 218–231.

[7] Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. http://www.ag-keramik.de. Accessed 20 March 2015.

[8] Bär, G., Ed. 2015. *Dental Kompakt*. *Verblenden und Pressen- wo stehen wir heute?* Flohr Verlag, Rottweil.

[9] Beuer, F. Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestaurationen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* (2004), 527–530.

[10] Branemark, P.-I. 1985. Einführung in die Osseointegration. Gewebeintegrierter Zahnersatz. Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. *Quintessenz Zahntechnik* (1985).

[11] Bundeszahnärztekammer, Kassenzahnärztliche Vereinigung, and Institut der deutschen Zahnärzte, Eds. 2009. *Das Dental Vademekum*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.

[12] Chong, K., Chai, J., Takahashi, Y., and Wozniak, W. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002, 183–188.

[13] Coca, I. Der Einfluss der Abmessungen auf das Festigkeitsverhalten von Kronen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1988, 539–541.

[14] Cui, J., Chen, Y., Chao, Y., Chen, C., Ou, J., Sui, L., and Zhang, W. Bi-axial Flexure Strength, Weibull modulus and Fracture Mode of Alumina Glass-infiltrated Core/Veneer Ceramic Composites. *Key Engineering Materials* 2007, 353-358, 1556–1559.

[15] Dentaurum. 2012/2013. *Triceram®- Produktinformation und Gebrauchsanweisung*. http://www.dentaurum.de/files/989-643-10.pdf. Accessed 20 March 2015.

[16] Edelhoff, D., Fischer, J., Kern, J., Stawarczyk, B., Tinschert, J., and Weber, W. ZrO2- und die richtige Bezeichnung ist? *Quintessenz Zahntechnik* 2011, 162–168.

[17] Eichner, K. 1981. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. *Unerwünschte Einflüsse durch zahnärztliche Werkstoffe* 2. Hüthig, Heidelberg.

[18] Eichner, K. and Kappert, H. F. 2000. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Thieme Verlag KG, Stuttgart.

[19] Fieke, E. 25.01.15. *Zum Glück gibt´s Titan- wissenschaftliche Abhandlung*. http://www.fieke-dental.de.

[20] Filser. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Bewertung von Werkstoffen hinsichtlich Bruchlast und Zuverlässigkeit. *Quintessenz Zahntechnik* 2002, 48–60.

[21] Fischer-Brandies, E. Zum Nachweis von Titan im Organismus bei temporärer Alloplastik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1992, 526–528.

[22] Fleming, G. J., El-Lakwah, S. F., Harris, J. J., and Marquis, P. M. 2005. *The effect of core:dentin thickness ratio on the bi-axial flexure strength and fracture mode and origin of bilayered dental ceramic composites*. Accessed 26 August 2012.

[23] Fokas-Tsentzeratos, G. 2010. *Influence of the surface and heat treatment on the flexural strength and reliability of Y-TZP dental ceramic*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen.

[24] Freesmeyer, W. and Lindemann, W. Verbundfestigkeit zwischen keramischen Massen und NEM-Legierungen in Abhängigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerüsts. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1982, 288–291.

[25] Fritzmeier, C. and Steffens, E. Titan als neues Restaurationsmetall in der zahnärztlichen Prothetik und der Mund-, Kiefer- und plastischen Gesichtschirurgie. *ZWR* 1992, 589–595.

[26] Geis-Gerstorfer, J. Titan und Titanlegierungen. *Zahnärztliche Mitteilung* 2003, 68–72.

[27] Geis-Gerstorfer, J. and Kanjantra P. Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1992, 618–621.

[28] Graber, G. and Besimo, C. Das DCS-Hochleistungskeramik-System- ein neuer Weg zur computergestützten Herstellung von metallfreien Zirkonoxid-Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntechnik* 1994, 57–64.

[29] Guazatto, M., Walton, T. R., and Franklin, W. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian Dental Journal* 2010, 55, 306–310.

[30] Guazzato, M., Proos, K., Georges, S., and Swain, M. V. Strength, Reliability and Mode of Fracture of Bilayered Porcelain/Core Ceramics. *The International Journal of Prosthodontics,* 17(2) (2004), 261–266.

[31] Hammad, I. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes. *J Prosthet Dent* 1996, 602–608.

[32] Hoffmann, A. Titan als Dentalwerkstoff. *Quintessenz Zahntechnik* 2007, 430–442.

[33] Hohmann, A. and Hielscher, W. 2005. *Lehrbuch der Zahntechnik* 3. Quintessenz-Verlag GmbH, Berlin.

[34] Hsueh, C.-H., L. M. F. M. *Stress distributions in thin bilayer discs subjected to ball-on-ring tests*. http://www.cheric.org/research/tech/periodicals/view.php?seq=623029. Accessed 13 August 2012.

[35] Hsueh, C. -H. and Kelly, J. R. Simple solutions of multilayered discs subjected to biaxial moment loading. *Dental Materials* 2009, 506–513.

[36] Hsueh, C. -H. and G.A., T. Appraisal of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. *Journal of Dentistry* 2007, 600–606.

[37] Hsueh, C.-H., Luttrell, C. R., and Becher, P. F. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure test. *Dental Materials* 2006, 22, 460–469.

[38] Hsueh, C.-H. and Luttrell, C. Recent advances in modeling stress distributions in multilayers subjected to biaxial flexure tests. *Composites Science and Technology Division* 2007, 278–285.

[39] Hsueh, C.-H., Luttrell, C., and Becher, P. Modelling of bonded multilayered disks subjected to biaxial flexure tests. *International Journal of Solids and Structures* 2006, 6014–6025.

[40] http://www.wieland-dental.de/de/produkte/zenotec/materialien/zenotec-zr-bridge/. *Homepage Wieland Dental*. Accessed 20 March 2015.

[41] Huang, C. and Hsueh, C. Piston-on-three-ball versus piston-on-ring evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *Dental Materials* 2011, 117–123.

[42] Iseri, U., Özkurt, Z., and E., K. Shear bond strength of veneering porcelain to cast, machined and lasersintered titanium. *Dental Materials Journal* 2011, 274–280.

[43] Janda. Vollkeramiken: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung. *Quintessenz Zahntechnik* 2007, 46–60.

[44] Janda, R. Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. *Quintessenz Zahntechnik* 2007, 186–194.

[45] Kappert, H. F. Keramiken- eine Übersicht. *Quintessenz Zahntechnik* 2001, 678–704.

[46] Kappert, H. F. Titan als Werkstoff für die zahnärztliche Prothetik und Implantologie. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1994, 573–583.

[47] Kappert, H. F. Zur Festigkeitsuntersuchung von Dentalkeramiken. *Zahnärztliche Mitteilung* 2003, 42–46.

[48] Kappert, H. F., Riedling, W., and Weyhmann, J. Eine vergleichende Studie von drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes bei NEM-Legierungen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1985, 40, 1179–1186.

[49] Kappert, H. F. and Krah, M. Keramiken- eine Übersicht. *Quintessenz Zahntechnik* 2001, 678–704.

[50] Kerler, T. 2005. *In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestaurationen*. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität.

[51] Kirstein, A. and Woolley, R. Symmetrical bending of thin circular elastic plates on equally spaced point supports. *J Res Natl Bur Stand* 1967, 71C:1-10.

[52] Klapper, H.-U. and Gehre, G. Einfluss von Gussstrukturen und Oberflächenbehandlung auf die Verbundfestigkeit bei Titankeramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1998, 728–731.

[53] Kohorst, P. and Stiesch-Scholz, M. Zirkoniumdioxid - Eine Keramik auf dem Weg zum Goldstandard. http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe. Accessed 20 March 2015.

[54] Krejci, I. and Lutz, F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin* 1990, 1445–1449.

[55] Küpper, H. Reintitan: Materialeigenschaften und Verarbeitungstechnologien eines Dentalmetalls. *Quintessenz Zahntechnik* 1989, 1625–1635.

[56] Küpper, H. and Marx, R. Röntgentransparenz von Titan und Früherkennung von Sekundärkaries. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1993, 174–176.

[57] Lauer, H. and Weigl, P. Vollkeramische Kronen und Brücken- Potential zur Routinetherapie. *Deutscher Zahnärztlicher Kalender* 2005, 179–193.

[58] Lenz, E. 1998. *Titan als Werkstoff für kombiniert festsitzenden und abnehmbaren Zahnersatz*. Spitta Verlag GmbH, Balingen.

[59] Manicone, P., Iommetti, P., and Raffaelli, L. An overview of zirconia ceramics: Basic Properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007, 819–826.

[60] Marxkors, R., Meiners, H., and Geis-Gerstorfer, J. 2008. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.

[61] Marx, R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen- Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1993, 229–236.

[62] Marziali, B. Titan und Zirkon. *Quintessenz Zahntechnik* 2006, 632–647.

[63] Mc Laren, E., Giordano II, R., Pober, R., and Abozenada, B. Zweiphasige Vollglas- Verblendkeramik. Materialprüfung und Schichttechniken für ein neues Material zur Verblendung aluminiumkeramischer Gerüste. *Quintessenz Zahntechnik* 2004, 32–45.

[64] Meier, M., Fischer, H., Richter, E.-J., Maier, H., and Spiekermann, H. Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1996, 50, 295–299.

[65] Meyer, J. and Lüthy, H. Titan in der Zahnheilkunde: welche Entwicklung gibt es bis heute? *Quintessenz Zahntechnik* 1995, 681–712.

[66] Naji, A. and Harmand, M. Cytocompatibility of two coating materials, amorphous alumina and silicon carbide, using human differentiated cell cultures. *Biomaterials* 1991, 690–694.

[67] Olio, G. Bond strength testing- what does it mean? *World Dental Press* 1993, 492–498.

[68] Päßler, K. Der dentale Titanguß- Grundlagen, Techniken und werkstoffkundliche Bewertung. *Quintessenz Verlag*.

[69] Päßler, K. Einflüsse auf die Qualität und Eigenschaften von dentalen Titangüssen. *dental-labor* 1991, 809–815.

[70] Piconi, C. and Maccauro, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999, 1–25.

[71] Pittayachawan, P. 2008. *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics*. Dissertation, University College London.

[72] Pospiech, P., Ed. *Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*. *Keramisch denken-keramisch rekonstruieren* 2004. 3M ESPE.

[73] Pröbster, L. and Geis-Gerstorfer, J. Titan- zum gegenwärtigen Stand eines neuen Dentalwerkstoffs. *dental-labor* 1991, 1073–1078.

[74] Reich, S. and Hofmann, J. Grünbearbeitung von Zirkondioxid. *dental-labor* 2004, 973–979.

[75] Rieger, W. Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. *Industrie Diamanten Rundschau* 1993.

[76] Rörster, E. 2012. *Untersuchung der klinischen Bewährung von vollkeramischen Cercon-Kronen mit anatomischer Gerüstgestaltung - Eine prospektive Studie*. Dissertation, Charité – Universitätsmedizin Berlin.

[77] Rüdinger, K. Titan und Titanlegierungen. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 1978, 181–188.

[78] Rudolph, H., Quaas, S., and Luthardt, R. CAD/CAM- Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2003, 559–569.

[79] Sailer. Five years clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007, 383–388.

[80] Schille, C., Wieland, K., and Geis-Gerstorfer, J. Influence of sandblasting of zirconia veneered with Zirox on bond strength and static fatigue behaviour by Schwickerath-Test. *Biomed Tech* 2012, 542–545.

[81] Schmitt, J., Holst, S., Wichmann, M., Reich, S., and Gollner, M. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009, 597–603.

[82] Schmitz, K. and Schulmeyer, H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. *dental-labor* 1975, 12, 1416–1420.

[83] Schorn, G. 2002. *MPG Medizinproduktegesetz: Rechtstexte des Medizinproduktegesetzes mit Anmerkungen zur Anwendung der wesentlichen Verordnungen*. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Stuttgart.

[84] Schwarz, S., Lenz, J., and Schwickerath, H. Zur Festigkeit des metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1988, 43, 1152–1158.

[85] Schweiger, M. Zirkoniumdioxid. Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. *Ästhetische Zahnmedizin* 2004, 248–257.

[86] Schwickerath, H. Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1983, 38, 21–25.

[87] Schwickerath, H. Zur Verbundfestigkeit von Metallkeramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1980, 949–952.

[88] Schwickerath, H. 1977. *Werkstoffe in der Zahnheilkunde; Grundlagen, Verarbeitung, Beanspruchung und Verhalten im klinischen Einsatz*. Buch- und Zeitschriftenverlag >>Quintessenz<<.

[89] Schwickerath, H. and Mokbel, M. A. Grundlagen zur Prüfung des Verbundes Metall-Keramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1983, 38, 949–952.

[90] Shirakura, A. The Influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cycling loading. *J Prosthet Dent* 2009, 119–127.

[91] Siebert, B. and Götz, K. 1989. *Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik*. Cal-Hanser-Verlag, München-Wien.

[92] Spiekermann, H. 1994. *Implantologie: Farbatlanten der Zahnmedizin*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

[93] Spintzyk, S., Wölz, G., and Geis-Gerstorfer, J. Ein System zur Herstellung reproduzierbarer Probekörper. *Quintessenz Zahntechnik* 2012, 38(5), 542–549.

[94] Stawarczyk, B. Metallfreie, zirkoniumdioxidbasierte Rekonstruktionen-Bearbeitungsschritte zum Erfolg- Für den Erfolg entscheidend. *Dental Dialogue* 2009, 84–102.

[95] Stawarczyk, B, Fischer, and J. Vollkeramik, Titan oder konventionelle Metallkeramik: Welche Bruchlasten halten die Rekonstruktionen in vitro aus? - Zurich Open Repository and Archive. *Quintessenz Zahntechnik* 2008, 556–564.

[96] Strietzel, R. 2005. *Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme*. Neue Merkur GmbH, München.

[97] Striezel, R. Future Dent- Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. *Quintessenz Zahntechnik* 2001, 970–978.

[98] Studart, A., Filser, F., Kocher, P., and Lüthy, H. Mechanical and fracture behaviour of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials* 2007, 115–123.

[99] Stümke. Dental-Normen. *Quintessenz Zahntechnik* 2006, 1276–1292.

[100] Stüttgen, G. 2011. *Einfluss verschiedener Titan-Verarbeitungsverfahren auf den Haftverbund zwischen Titan und Keramik*. Dissertation, Charité Universitätsmedizin.

[101] Tesch, U., Päßler, K., and Mann, E. Untersuchungen zum Metall-Kermaik-Verbund. *dental-labor* 1993, 71–74.

[102] Tholey, M. and Stephan, M. Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen. *Quintessenz Zahntechnik* 2007, 33, 160–168.

[103] Thompson, G. A. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dental Materials* 2000, 16, 235–243.

[104] Vasquez, V. Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental Materials Journal* 2008, 7–15.

[105] Wagner, R. Welche dentalen Aufbrennlegierungen bzw. -typen sind wissenschaftlich anerkannt? *Quintessenz Zahntechnik* 2009, 966–969.

[106] Wakabayashi, N. and Anusavice, K. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000, 1398–1404.

[107] Wang, R. and Fenton, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence International* 1996, 401–407.

[108] Weber, H., Pröbster, L., and Geis-Gerstorfer, J. Titan als prothetischer Werkstoff. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1992, 473–481.

[109] Wehnert, L., Radlanski, R., and Freesmeyer, W. Untersuchungen zum Verbund von Zirkonia-TZP zu ausgewählten Verblendkeramiken. *Quintessenz Zahntechnik* 2010*,* 36(1), 36–47.

[110] Wehnert, L., Slotosch, S., and Freesmeyer, W. Einfluss von mechanischen Oberflächenbearbeitungsverfahren auf den Verbund von Y-TZP zu vier Verblendkeramiken. *Quintessenz Zahntechnik* 2011*,* 37(3), 342–356.

[111] White, S. and Caputo, A. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials* 1994, 52–58.

[112] Wiener, D. K. 2005. *Dauerfestigkeit dreigliedriger Frontzahnbrücken in Stufenlastverfahren*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen.

[113] Wirz, J. and Bischoff, H. 1997. *Titan in der Zahnmedizin*. Quintessenz-Verlag GmbH, Berlin.

[114] Yilmaz, H., Nemli, S., Aydin, C., Val, B., and Tiras, T. Effect of fatigue on biaxial bond strength of bilayered porcelain/zirconia dental ceramics. *Dental Materials* 2011, 786–795.

[115] Yilmaz, H., Usanmaz, A., and Yalug, S. Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre physikalischen Eigenschaften. *Quintessenz Zahntechnik* 1999, 995–1002.

[116] Young W.C., Budynas, R., and Sadegh, A. 1989. *Roark´s formulas for stress and strain*.

[117] Zahrani Al, T., Gschwandtner, T., Spintzyk, S., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J. Influence of veneering thickness on biaxial bond strength of Titanium and Zirconia veneered with Triceram®. *Int Poster J Dent Oral Med* 2015, 17(3), P 905

[118] Zeng, K., Oden, A., and Rowcliffe, D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelain. *Int J Prosthodont* 1998, 183–189.

9 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Einteilung der Dentalkeramiken (Quelle: eigene Darstellung nach [60]) 10

Abb. 2: Modifikationen des Zirkoniumdioxids (Quelle: [53]) 13

Abb. 3: Biegefestigkeit von Triceram® nach ISO 6872 (Quelle: [15]) 20

Abb. 4: Biege-Scherfestigkeit von Triceram® nach ISO 9693 (Quelle: [15])..... 21

Abb. 5: Zugversuch (Quelle: [102]) 26

Abb. 6: Scherversuch (Quelle: [102]) 27

Abb. 7: Druckversuch (Quelle: [102]) 27

Abb. 8: Biegeversuch (Quelle: [102]) 28

Abb. 9: Biaxialer Biegetest [40]) 29

Abb. 10: Biegespannung durch den Probekörper (Quelle: [35]) 38

Abb. 11: Übersicht der Prüfkörpergruppen (Quelle: Eigene Darstellung) 48

Abb. 12: Prüfkörpermaße (Quelle: Eigene Darstellung) 49

Abb. 13: Titanprobe (Quelle: Eigenes Foto) 50

Abb. 14: Skizze der Halterung (Quelle: Eigene Darstellung) 51

Abb. 15: Übersichtsaufnahme der Halterung (Quelle: Eigenes Foto) 52

Abb. 16: Teil 1 der Halterung (Quelle: Eigenes Foto) 54

Abb. 17: Teil 2 der Halterung (Quelle: Eigenes Foto) 54

Abb. 18: Übersicht der Prüfkörpergruppen, welche mithilfe des Perthometers untersucht wurden (Quelle: Eigene Darstellung) 55

Abb. 19: Sockelformer für die Verblendung (Quelle: Eigenes Foto) 58

Abb. 20: Einstellung der Verblenddicke am Sockelformer (Quelle: Eigenes Foto) 59

Abb. 21: Sinterkurve Zenotec® Zr Bridge (Quelle: Eigene Darstellung nach [40]) 61

Abb. 22: Universalprüfmaschine Zwick Z010 (Quelle: Eigenes Foto) 64

Abb. 23: schematische Darstellung der Versuchsanordnung im biachsialen Biegetest von der Seite (links) und von oben (rechts) (Quelle: Eigene Darstellung [117]) 65

Abb. 24: Schema des Tests in Anlehnung an ISO 6872 (Quelle: Eigene Darstellung) 65

Abb. 25: Prinzipskizze Kraft-Zeit-Diagramm des Stufentests (Quelle: Eigene Darstellung) 66

Abb. 26: Prinzipskizze Weg-Zeit-Diagramm des Stufentest (Eigene Darstellung) 67

Abb. 27: Schematische Darstellung der miteinander verglichenen Gruppen im t-Test (Quelle: Eigene Darstellung) 71

Abb. 28: Mittenrauhwert Ra von Titan 72

Abb. 29: Bruchlastwerte als Funktion des Verhältnisses Verblend-/Gerüstdicke (t_V/t_G) im Test in Anlehnung an ISO 6872 74

Abb. 30: Biegefestigkeit (Test in Anlehnung an ISO 6872); * statistisch bedeutend unterschiedlich [117] 75

Abb. 31: Weibullmodul m für Titan (Test in Anlehnung an ISO 6872) 77

Abb. 32: Weibullmodul m für Zirkoniumdioxid (Test in Anlehnung an ISO 6872) [117] 78

Abb. 33: Prinzipskizze des Stufentests (Titan) 79

Abb. 34: Prinzipskizze des Stufentests (Zirkoniumdioxid) 80

Abb. 35: Darstellung der Kraftstufen/ Haltezeiten bei welchen die Titanproben im Stufentest versagen. Mithilfe von Δt wird der Zeitpunkt veranschaulicht an dem die Proben auf der jeweiligen Kraftstufe versagen. 83

Abb. 36: Darstellung der Kraftstufen/ Haltezeiten bei welchen die Zirkoniumdioxidproben im Stufentest versagen. Mithilfe von Δt wird der Zeitpunkt veranschaulicht an dem die Proben auf der jeweiligen Kraftstufe versagen. 84

Abb. 37: Bruchlastwerte als Funktion des Verhältnisses Verblend-/Gerüstdicke (t_V/t_G) im Stufentest 86

Abb. 38: Biegefestigkeit (Stufentest); * statistisch bedeutend unterschiedlich 87

Abb. 39: Weibullmodul m für Titan im Stufentest 89

Abb. 40: Weibullmodul m für Zirkoniumdioxid im Stufentest 90

Abb. 41: Bruchlastwerte der Testverfahren (Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest) im Vergleich 91

Abb. 42: Biegefestigkeitswerte der Testverfahren (Test in Anlehnung an ISO 6872 und Stufentest) im Vergleich 92

Abb. 43: Weibullmodul m der Titangruppen im Test in Anlehnung an ISO 6872 und im Stufentest 93

Abb. 44: Weibullmodul m der Zirkoniumdioxidgruppen im Test in Anlehnung an ISO 6872 und im Stufentest 94

10 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Dentallegierungen (Eigene Darstellung nach [33]) 4

Tab. 2: Porzellan und Dentalkeramik (Quelle: nach [60]) 10

Tab. 3: Zirkonium, Zirkon, Zirkoniumdioxid (Quelle: Eigene Darstellung nach [16]) 12

Tab. 4: Eigenschaften rematitan® 44

Tab. 5: Eigenschaften Zenotec Zr Bridge® 45

Tab. 6: Eigenschaften Triceram® (Quelle: [15]) 47

Tab. 7: Brenntabelle für Titan (Quelle: Darstellung nach [15]) 57

Tab. 8: Brenntabelle für Zirkoniumdioxid (Quelle: Eigene Darstellung nach [15]) 62

Tab. 9: Mittenrauhwerte Ra und Standardabweichung SD von Titan 72

Tab. 10: Mittelwert und Standardabweichung SD für die Bruchlast und Biegefestigkeit (ISO 6872) [117]……..……73

Tab. 11: Weibullmodul m und Weibullfestigkeit σ_0 (Test in Anlehnung an ISO 6872) 76

Tab. 12: Versagen des Haftverbunds je Kraftstufe – Titan 81

Tab. 13: Versagen des Haftverbunds je Kraftstufe - Zirkoniumdioxid 82

Tab. 14: Mittelwert/ Standardabweichung SD für die Bruchlast und Biegefestigkeit (Stufentest) 85

Tab. 15: Weibullmodul m und Weibullfestigkeit σ_0 (Stufentest) 88

Tab. 16: Prozentuale Abnahme der Bruchlast/ Biegefestigkeit 92

Tab. 17: Mikroskopische Aufnahmen der Titanproben mit einer 1,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos) 131

Tab. 18: Mikroskopische Aufnahmen der Titanproben mit einer 1,5 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos) 133

Tab. 19: Mikroskopische Aufnahmen der Titanproben mit einer 2,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos) 135

Tab. 20: Mikroskopische Aufnahmen der Zirkoniumdioxidproben mit einer 1,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos) 137

Tab. 21: Mikroskopische Aufnahmen der Zirkoniumdioxidproben mit einer 1,5 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos) 140

Tab. 22: Mikroskopische Aufnahmen der Zirkoniumdioxidproben mit einer 2,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos) 143

11 Anhang

11.1 t-Test

Innerhalb Titangruppe (Test in Anlehnung an ISO 6872)

Independent t-Test über Data1 col**(Ti1mm)** und col**(Ti15mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Ti1mm	200,66733	1999,0991	30
Ti15mm	217,61933	2431,78372	30

t = 1,39488

p = 0,16837

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte NICHT bedeutend unterschiedlich

Independent t-Test über Data1 col**(Ti1mm)** und col**(Ti2mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Ti1mm	200,66733	1999,0991	30
Ti2mm	183,76467	745,71846	30

t = -1,76709

p = 0,08247

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte NICHT bedeutend unterschiedlich

Independent t-Test über Data1 col**(Ti15mm)** und col**(Ti2mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Ti15mm	217,61933	2431,78372	30
Ti2mm	183,76467	745,71846	30

t = -3,28955

p = 0,00171

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte bedeutend unterschiedlich

Innerhalb Zirkoniumdioxidgruppe (Test in Anlehnung an ISO 6872)

Independent t-Test über Data1 col**(Zr1mm)** und col**(Zr15mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Zr1mm	192,854	2225,96142	30
Zr15mm	162,78	1978,5378	30

t = -2,54036

p = 0,01377

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte bedeutend unterschiedlich

Independent t-Test über Data1 col**(Zr1mm)** und col**(Zr2mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Zr1mm	192,854	2225,96142	30
Zr2mm	141,06167	2200,75883	30

t = -4,26368

p = 7,49873E-5

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte bedeutend unterschiedlich

Independent t-Test über Data1 col**(Zr15mm)** und col**(Zr2mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Zr15mm	162,78	1978,5378	30
Zr2mm	141,06167	2200,75883	30

t = -1,84007

p = 0,07088

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte NICHT bedeutend unterschiedlich

Titan- und Zirkoniumdioxidgruppe im Vergleich (Test in Anlehnung an ISO 6872)

Independent t-Test über Data1 col**(Ti1mm)** und col**(Zr1mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Ti1mm	200,66733	1999,0991	30
Zr1mm	192,854	2225,96142	30

t = -0,65839

p = 0,5129

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte NICHT bedeutend unterschiedlich

Independent t-Test über Data1 col**(Ti15mm)** und col**(Zr15mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Ti15mm	217,61933	2431,78372	30
Zr15mm	162,78	1978,5378	30

t = -4,52291

p = 3,06768E-5

Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte bedeutend unterschiedlich

Independent t-Test über Data1 col**(Ti2mm)** und col**(Zr2mm)**:

Daten	Mittel	Varianz	N
Ti2mm	183,76467	745,71846	30
Zr2mm	141,06167	2200,75883	30

t = -4,30891

p = 6,42633E-5

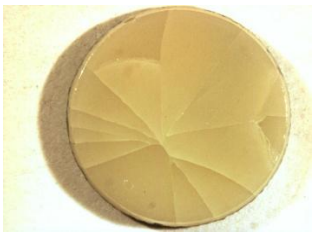
Auf der 0,05 Ebene

sind beide Mittelwerte bedeutend unterschiedlich

11.2 Mikroskopische Aufnahmen

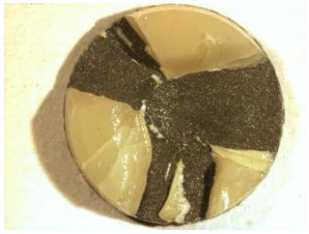
Tab. 17: Mikroskopische Aufnahmen der Titanproben mit einer 1,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos)

Titan 1,0 mm Verblenddicke			
Aufnahme	Bruchcharakteristik	Prüfkörper	Bruchlast [N]
	1 Riss	102	252,43
	3-5 Risse (ausgehend von einem Punkt)	89 81 85 104 90 101	234,96 268,12 245,85 260,34 284,52 279,81
	Oberfläche in 2 Teile einteilbar (halbiert durch Riss), 1 Hälfte 1 Riss mittig, andere Hälfte 4 Risse	82 93 94 98 106 107 109 110 86	372,6 331,8 373,27 357,31 339,0 327,85 350,47 317,0 320,52
	7 Risse (ausgehend von der Mitte, wobei kein Punkt, sondern Gerade)	83 88 91 99 100 103 105 96	362,47 293,76 365,85 401,04 359,80 337,54 368,78 305,67

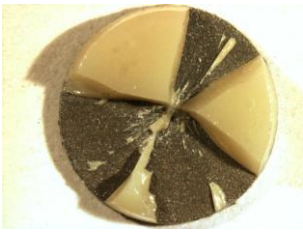
	Bis zu 10 Risse, ausgehend von einer Mitte, zusätzlich querverlaufende Risse	108 95 87 92	458,42 426,20 455,22 500,55
	14 Risse (ausgehend von der Mitte, wobei kein Punkt, sondern eine Gerade)	84 97	552,30 495,66

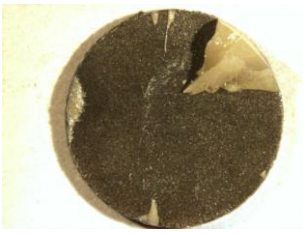
Tab. 18: Mikroskopische Aufnahmen der Titanproben mit einer 1,5 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos)

Titan 1,5 mm Verblenddicke			
Aufnahme	Bruchcharakteristik	Prüfkörper	Bruchlast [N]
	1 Riss	50	348,85
	Oberfläche in 2 Teile einteilbar (halbiert durch Riss), eine Hälfte 1 Riss mittig, andere Hälfte 4 Risse	41 46 52	493,18 471,14 482,69
	6 Risse, nicht nur von der Mitte ausgehend	49 54 57	488,38 549,72 487,36
	9 Risse, sternförmig von der Mitte ausgehend	45	587,69
	10 Risse, ausgehend von der Mitte	58 44 47 56	615,29 681,52 687,70 641,38

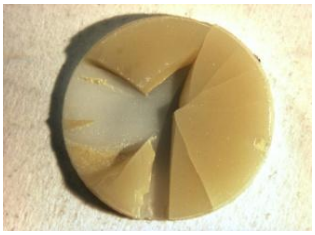
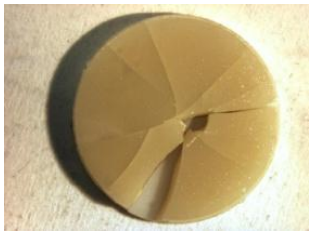
	Über 10 Risse, zusätzlich haben sich Splitter abgelöst	59	834,12
	5 Risse, von der Mitte ausgehend, Verblendung zu einem Viertel abgelöst	43 55	534,48 738,24
	Unregelmäßiger Rissverlauf, Verblendung teilweise abgeplatzt	51 53	743,14 732,06
	Von der Mitte ausgehender, sternförmiger Rissverlauf, Verblendung teilweise keilförmig abgelöst	42 48	762,64 794,16
	3 keilförmige Verblendstücke am Randbereich übrig, restliche Verblendung vollständig abgelöst	60	900,18

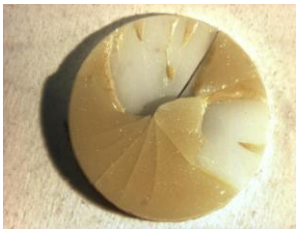
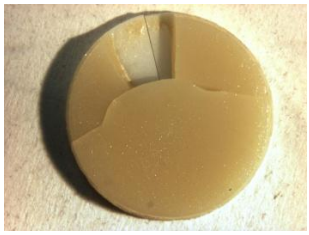
Tab. 19: Mikroskopische Aufnahmen der Titanproben mit einer 2,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos)

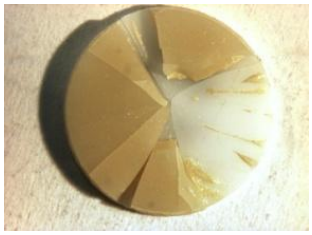
Titan 2,0 mm Verblenddicke			
Aufnahme	Bruchcharakteristik	Prüfkörper	Bruchlast [N]
	1 Riss, Verblendung zur Hälfte abgelöst	19	506,21
	2 Risse, einer davon teilt die Verblendung in 2 gleichgroße Teile, der andere geht mittig von dem ersten Riss aus	20 4 13	617,56 600,00 615,56
	4 Risse, teilen die Verblendung in 4 nahezu gleich große Teile	1 12	764,33 735,09
	Über die Hälfte der Verblendung vorhanden, jedoch mit Rissen versehen, teilweise splitterförmige Reste	5 8 14 15 2 3	785,14 811,27 700,15 707,48 794,12 814,34
	Keilförmige Stücke der Verblendung noch vorhanden, splitterförmige Reste auf dem Titan	10 16 17 18	710,41 835,46 791,63 848,70

	Nur noch ein Viertel der Verblendung vorhanden	26 6 23	632,94 750,24 648,27
	Verblendung vollständig abgelöst, lediglich minimale Splitter, die sich sternförmig ausbreiten, vorhanden	22	757,35
	Verblendung bis auf kleine Reste im Randbereich vollständig abgelöst	27 7 9 11 21 24	860,08 786,47 872,17 825,63 803,58 832,92
	Unregelmäßige Rissausbreitung, Verblendung mittig unversehrt, im Randbereich teilweise ausgebrochene Verblendbereiche	25 28	881,46 836,74
	Randständige Verblendung noch vorhanden, mittig ist die Verblendung vollständig bis auf das Gerüst ausgebrochen	29 30	902,49 1045,31

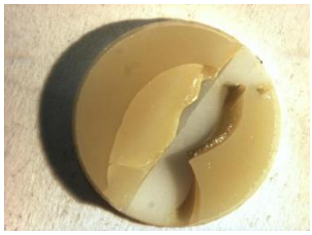
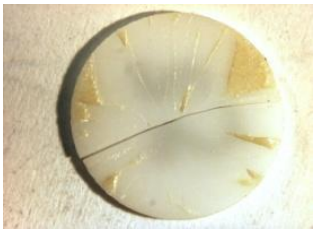
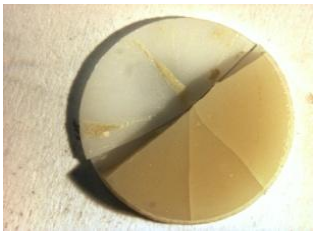
Tab. 20: Mikroskopische Aufnahmen der Zirkoniumdioxidproben mit einer 1,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos)

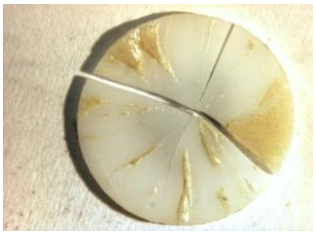
Zirkoniumdioxid 1,0 mm Verblenddicke			
Aufnahme	Bruchcharakteristik	Prüfkörper	Bruchlast [N]
	Gerüst und Veblendung in 2 Teile zerbrochen, Verblendung noch vorhanden	91*	248,83
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung jeweils halb ab, verbliebene Verblendung mit Rissen	94	293,36
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung auf einer Hälfte ganz vorhanden, jedoch mit Rissen, andere Hälfte teilweise ab	98	359,36
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung sternförmig mit Rissen durchzogen, wenig abgelöst	85 97	362,07 297,58

	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung weist sternförmige Risse auf, aber vollständig vorhanden	84 89 95 96	501,70 291,63 468,91 587,83
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, vorhandene Verblendung mit sternförmigen Rissen und teilweise ab	108	432,55
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung auch über Gerüstriss ganz geblieben	104	308,69
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung keine Risse, aber teilweise ab	103 106	333,85 310,74
	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung noch vorhanden	102	401,53
	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung mit sternförmigen Rissen, teilweise abgelöst	81 92 82 83 107	534,59 457,04 470,77 471,75 435,80

	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung stark sternförmig gerissen und teilweise abgelöst	86 88 110	626,63 590,68 678,00
	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung an einem Teil ganz ab	87	405,01
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung an einem Teil ganz ab	90 105	395,22 403,89
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung an einem Teil ganz ab, Risse nicht sternförmig	93* 99*	391,00 403,75
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung ohne Risse, teilweise ab	100*	462,28
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung teilweise ab	101 109	452,55 424,42

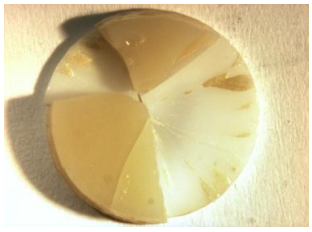
Tab. 21: Mikroskopische Aufnahmen der Zirkoniumdioxidproben mit einer 1,5 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos)

Zirkoniumdioxid 1,5 mm Verblenddicke			
Aufnahme	Bruchcharakteristik	Prüfkörper	Bruchlast [N]
	Sternförmige Risse, Verblendung teilweise ab	41	331,80
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung noch vorhanden	50 57	345,71 279,27
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung nahe der Bruchstelle ab	62 70	367,67 381,13
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung vollständig ab	52 60 64	695,74 603,96 595,03
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung an einem Teil vollständig ab, noch vorhandene Verblendung mit Rissen versehen	45 68	506,86 647,16

	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung im Randbereich vollständig vorhanden, mittig ausgebrochen, schräger Bruchverlauf	58 69	754,49 409,62
	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung fast vollständig ab	42 43 46 48 51 55 63 67	736,58 826,84 735,64 603,39 685,56 584,77 680,76 642,09
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung vollständig ab	44 47	747,33 739,82
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung teilweise ab	53 54 59 65	470,02 452,64 564,06 572,14
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung im Randbereich vorhanden, mittig abgelöst, schräger Bruchverlauf	61 66	788,22 353,36

	Gerüst in 5 Teile zerbrochen, Verblendung fast vollständig ab	49 56*	495,08 456,99

Tab. 22: Mikroskopische Aufnahmen der Zirkoniumdioxidproben mit einer 2,0 mm dicken Verblendung (Quelle: Eigene Fotos)

Zirkoniumdioxid 2,0 mm Verblenddicke			
Aufnahme	Bruchcharakteristik	Prüfkörper	Bruchlast [N]
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung vollständig vorhanden	1 6 19	262,22 272,71 329,29
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung teilweise vorhanden	17 27 29	333,42 802,40 795,55
	Gerüst in 2 Teile zerbrochen, Verblendung vollständig abgelöst	2 3 4 12	655,02 794,27 898,09 893,11
	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung teilweise vorhanden	21 25	693,20 545,47
	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung teilweise ab	18 20 22 23 24 26	390,31 512,36 789,11 375,69 784,58 728,71

	Gerüst in 3 Teile zerbrochen, Verblendung vollständig ab	5 8 10 13 14	943,29 1063,11 1045,20 909,64 895,60
	Gerüst in 4 Teile zerbrochen, Verblendung fast vollständig abgelöst, bei Resten die vorhanden sind, hat ein Kohäsionsbruch innerhalb der Verblendung stattgefunden	7 9 11 15 16 28	988,62 896,75 966,89 870,71 857,11 839,07
	Gerüst in 5 Teile zerbrochen, Verblendung teilweise ab, außer an einem Gerüstteil	30	595,07

12 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde in der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen, Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie unter Betreuung von Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer (Sektionsleiter) und Frau Schille (Physikalisch Technische Assistentin).

Sämtliche Versuche wurden von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 04.01.16

13 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Geis-Gerstorfer für die Überlassung des sehr interessanten Themas, der fachlichen Unterstützung und intensiven Betreuung. Zudem danke ich für die Bereitstellung der Einrichtungen und Apparaturen der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie.

Besonders möchte ich mich bei Frau Schille für ihr Engagement und ihre umfassende Unterstützung im Verlauf der gesamten Arbeit bedanken. Danke für ihre unermüdliche Geduld und Hilfestellung in allen Fragen.

Ich bedanke mich außerdem recht herzlich bei allen Mitarbeitern und Mitarbeiterinnen der Sektion für die Hilfsbereitschaft und das angenehme Arbeitsklima.

Dem Zahntechnikermeister Herrn Kröwerath danke ich für seine Unterstützung im zahntechnischen Labor.

Danke an die Forschungsgemeinschaft Dental e.V. und die Firmen DENTAURUM (Ispringen, Deutschland), WIELAND (Pforzheim, Deutschland) und DEKEMA (Freilassing, Deutschland) für die Bereitstellung der Materialien.

Außerdem geht mein Dank an meine Familie, für ihre uneingeschränkte und grenzenlose Unterstützung während dieser Arbeit und des gesamten Studiums. Ihr unermüdlicher Glaube an mich war meine größte Motivation.

14 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Tamara Sara Gschwandtner
Geburtsort	Esslingen
Geburtsdatum	12.03.1987
Familienstand	ledig
Staatsangehörigkeit	deutsch

1993-1997	Grundschule, Köngen
1997-2006	Robert-Bosch-Gymnasium, Wendlingen am Neckar Abschluss: Allgemeine Hochschulreife
2006- 2007	Service Agent Lufthansa, Flughafen, Stuttgart
2007- 2008	Ausbildung zur Zahntechnikerin, Zahntechnik Baar, Göppingen
2008-2014	Studium der Zahnmedizin, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen
26.11.2014	Zahnärztliche Prüfung
08.12.2014	Approbationsurkunde Regierungspräsidium, Stuttgart