

# **Dauerfestigkeit einer neuen Zirkonoxid-angereicherten Lithiumdisilikatkeramik für Anwendungen in der dentalen Prothetik**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

**Sophie Adolphy, geb. Thome**

aus Gerolstein/Daun

2024

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. Jörg Meister

Tag der Mündlichen Prüfung: 21.05.2024

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik  
und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinen Eltern und meinem Ehemann gewidmet.



## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>7</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>8</b>
1.1 Einleitung	8
1.2 Literaturübersicht	9
1.2.1 Dentale Keramiken	9
1.2.2 Glaskeramik	11
1.2.3 Zirkonoxid	13
1.2.4 Zirkonoxid-angereichertes Lithiumsilikat und Lithiumdisilikat	16
1.3 Stumpfmaterialien zur Prüfung von prothetischen Werkstoffen	17
1.4 Mechanische Grundlagen zur Prüfung dentaler Werkstoffe	17
1.4.1 Druckfestigkeit	18
1.4.2 Zugbelastung und Spannungs-Dehnungs-Diagramm	18
1.4.3 Biegefestigkeit	20
1.4.4 Weibullverfahren und Weibullmodul	21
1.4.5 Dauerschwingversuch und Wöhler-Kurve	22
1.5 Fragestellung und Zielsetzung	23
<b>2. Material und Methoden</b>	<b>25</b>
2.1 Verwendete Materialien zur Herstellung der Kronen	25
2.2 Herstellung der Zahnstümpfe und Kronen	25
2.3 Einbetten der Stümpfe	31
2.4 Adhäsive Befestigung der Kronen	32
2.4.1 Vorbehandlung der Kronen	33
2.4.2 Vorbehandlung der Stümpfe	33
2.4.3 Befestigung der Kronen	34
2.5 Versuchsaufbau und Durchführung	34
2.5.1 Thermozyklisierung	34
2.5.2 Statische Vorversuche	35
2.5.3 Dauerlastversuche	37
2.6 Auswertung und Statistik	39
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>41</b>
3.1 Statische Vorversuche	41

3.1.1	Metallstümpfe	42
3.1.2	Kunststoffstümpfe	43
3.1.3	Humane Stümpfe	45
3.2	Dauerlastversuche	46
3.2.1	Metallstümpfe	46
3.2.2	Kunststoffstümpfe	53
3.2.3	Humane Stümpfe	59
3.3	Statistische Auswertung der Ergebnisse	65
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>70</b>
4.1	Diskussion der verwendeten Materialien	70
4.1.1	Kunststoffstümpfe	70
4.1.2	Metallstümpfe	73
4.1.3	Humane Stümpfe	74
4.2	Diskussion der Methodik	74
4.3	Diskussion der Ergebnisse	75
4.4	Schlussfolgerung und klinische Relevanz	77
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>79</b>
<b>6.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>81</b>
<b>7.</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>85</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>86</b>
<b>9.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>93</b>

## Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
3D	dreidimensional
Al	Aluminium
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
Ce	Cer
CoCr	Cobalt-Chrom
E-Modul	Elastizitätsmodul
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Eisen(III)-oxid
Gew.-%	Gewichtsprozent
hPa	Hektopascal
LTD	Low Temperature Degradation
Mg	Magnesium
min.	Minuten
Mio.	Millionen
NEM	Nichtedelmetall
o.Ä.	oder Ähnliches
PEEK	Polyetheretherketon
PMMA	Polymethylmethacrylat
STL	„Standard Triangulation Language“ oder „Standard Tessellation Language“, ein Dateiformat zum Austausch von 3D-Oberflächen
Vol.-%	Volumenprozent
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
Y-TZP	Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal
ZLS	Zirkonverstärkte Lithiumsilikatkeramik
ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxid
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkoniumsilikat

# 1. Einleitung

## 1.1 Einleitung

Heutzutage erhalten immer mehr Menschen ihre natürlichen Zähne bis ins hohe Alter, als noch vor einigen Jahren. Sowohl bei jüngeren Erwachsenen als auch bei jüngeren Senioren zeigt sich der Trend, dass sich die Anzahl der fehlenden Zähne in ihrer entsprechenden Altersgruppe deutlich verringert hat (Micheelis und Jordan, 2016). Jedoch kann es durch verschiedene kariöse, abrasive, erosive oder traumatische Zahnhartsubstanzverluste ab einem gewissen Zerstörungsgrad eines Zahnes dazu kommen, dass dieser durch eine konventionelle Füllungstherapie nicht mehr entsprechend aufgebaut werden kann (Rammelsberg und Ohlmann, 2011). Ohne entsprechende Maßnahmen ist damit der Zahnerhalt gefährdet und es besteht die Indikation zur Herstellung einer Krone.

Die Anzahl der Werkstoffe zur Anfertigung einer Krone ist groß und reicht von verschiedenen Metalllegierungen über Kunststoff- und Keramikverblendkronen bis hin zu Vollkronen aus Kunststoff und Keramik (Lehmann et al., 2012). Wo früher überwiegend Metallkronen, nicht zuletzt wegen ihrer hohen mechanischen Festigkeit, aber auch wegen der einfachen Anwendbarkeit, gewählt wurden, ist es mittlerweile so, dass der Wunsch nach zahnfarbenen, ästhetischen und biokompatiblen Versorgungsmöglichkeiten besteht. Diesem Wunsch scheint eine vollkeramische Versorgung Rechnung tragen zu können. Auch das bei Metallkronen gegebene Problem der Wärmeleitfähigkeit, die beim Essen von sowohl besonders heißen als auch kalten Speisen zu Schmerzen führen kann, sowie die Verfärbung der marginalen Gingiva sind hier nicht gegeben (Kunzelmann et al., 2008).

Allerdings weisen vollkeramische Restaurationen insbesondere im Seitenzahnggebiet weniger gute Überlebensraten als Restaurationen mit Metallgerüst auf (Pjetursson et al., 2015). Eine Keramik, die aufgrund ihrer höheren Belastbarkeit besonders für das Seitenzahnggebiet geeignet ist, ist das Zirkonoxid (Kunzelmann et al., 2008). Jedoch ist es wegen seiner geringeren Transluzenz im Vergleich zu einer Glaskeramik, wie Lithiumdisilikat, weniger für den ästhetischen Bereich geeignet, da es in der natürlichen Zahnreihe eher unnatürlich erscheinen kann (Nassary Zadeh et al., 2018). Deshalb wird Zirkonoxid oft als Gerüstwerkstoff verwendet, der anschließend keramisch verblendet wird,



wodurch sich allerdings das Problem des Abplatzens der Keramik, des Chippings, ergibt (Sailer et al., 2018). Jeder der beiden Werkstoffe hat somit seine spezifischen Vor- und Nachteile, wobei die Vorteile beider Materialien in mit Zirkondioxid angereichertem Lithiumdisilikat vereinbar zu sein scheinen.

Ob eine mit Zirkonoxid angereicherte Lithiumdisilikatkeramik mechanische Vorteile gegenüber dem häufig verwendeten Lithiumdisilikat hat, soll in dieser Arbeit anhand von Dauerlastversuchen festgestellt werden. Um diese Versuche durchzuführen, werden entsprechend präparierte Zahnstümpfe benötigt. Um genügend Zähne für eine solche Versuchsreihe zu erhalten, müssen über einen längeren Zeitraum extrahierte, intakte Zähne gesammelt werden. Daher ist es naheliegend, auf ein anderes, leichter erhältliches Material auszuweichen. Als alternative Stumpfmaterialien dienen Metall und Kunststoff, woraus Stümpfe auf der Grundlage identischer Datensätze gedruckt werden. Anschließend wird untersucht, ob eines dieser Materialien aufgrund seiner Eigenschaften und Handhabung als Ersatzstumpfmaterial zur Durchführung werkstoffwissenschaftlicher Versuche für humane Zähne geeignet ist.

## 1.2 Literaturübersicht

### 1.2.1 Dentale Keramiken

Bei den dentalen Keramiken wird grundsätzlich zwischen Glas- und Oxidkeramik unterschieden (Abb. 1).

Glaskeramiken	Glasinfiltrierte Keramiken	Oxidkeramiken
Leuzit Lithium-(X)-Silikat	auf $ZrO_2$ -Basis (Ziconia)  auf $Al_2O_3$ -Basis (Alumina)  auf $Mg-Al_2O_3$ -Basis (Spinell)	$ZrO_2$ $Al_2O_3$ $ZrO_2/Al_2O_3$ - Mischoxid

**Abb. 1:** Einteilung dentaler Keramiken (modifiziert nach Rosentritt et al., 2018)

Zu den Glaskeramiken zählen hauptsächlich die Leuzitkeramik, Lithiumsilikatkeramik, Lithiumdisilikatkeramik sowie die Lithiumaluminosilikatkeramik. Als Oxidkeramik hat nur die Zirkonoxidkeramik ihren festen Platz als prothetischer Werkstoff in der Zahnmedizin. Weitere Oxidkeramiken sind die Aluminiumoxidkeramik oder Zirkon-Aluminium-Mischoxide (Rosentritt et al., 2018). Das Aluminiumoxid wird in der Zahnmedizin hauptsächlich als Strahlmittel verwendet (Fischer und Kappert, 2011). Ergänzend sei noch die glasinfiltrierte Oxidkeramik (glasinfiltriertes Aluminiumoxid, glasinfiltrierter Magnesium-Aluminium-Spinell und glasinfiltriertes Zirkonoxid) erwähnt (Marxkors et al., 2012; Rosentritt et al., 2018).

Allgemein kann den verschiedenen Dentalkeramiken eine Reihe gemeinsamer Eigenschaften zugeschrieben werden. Sie weisen eine gute Biokompatibilität auf und sind nicht löslich im Milieu der Mundhöhle (Hajtó, 2013; Pospiech, 2011). Sie sind sehr verschleißfest, was allerdings eine sorgsame Kontrolle der Politur des Werkstücks sowie Okklusion und Funktion beim Einsetzen der Restauration verlangt, um Dysfunktionen und eine Schädigung der Antagonisten zu vermeiden (Kares et al., 2008; Rosentritt et al., 2019b; Stawarczyk et al., 2013b). Sie sind schlechte Wärmeleiter, was bewirkt, dass thermische Reize schlecht an die Pulpa des keramisch überkronten Zahnes weitergeleitet werden (Munz und Fett, 1989; Pospiech, 2011). Ein Nachteil dentaler Keramiken ist, dass sie sehr spröde sind, eine plastische oder elastische Verformung des fertigen Werkstücks ist nicht möglich. Dentale Keramik ist also im Vergleich zu metallischen Restaurationsmaterialien bruchanfälliger (Groten, 2009).

Auch eine falsche Präparationsform kann zum Versagen führen. Daher müssen die Präparationsregeln präzise eingehalten werden: Alle Kanten müssen abgerundet sein und die Winkel flach, um Spannungen und somit die Entstehung von Rissen zu vermeiden. Mindestschichtstärken müssen unbedingt eingehalten werden, was durch eine Hohlkehlo- oder Stufenpräparation, die der anatomischen Form des Zahnes folgt, erzielt werden sollte. Außerdem wird somit ermöglicht, die Keramik so zu gestalten, dass bei Kaubelastung eine gleichmäßige Kraftverteilung entsteht. Grundsätzlich sollten aber auch immer die allgemeinen Präparationsregeln, wie das weich- und hartgewebeschonende und parodontalprophylaktische Arbeiten befolgt werden (Hellwig et al., 2013; Pospiech, 2011). Der Herstellungsprozess erfordert präzise werkstoffkundliche Kenntnisse. So kommt es beim Brennen der Keramik zu einer Schrumpfung, die genau einkalkuliert werden muss (Marxkors et al., 2012). Zwar kann das keramische Werkstück auch noch nach dem

Brennvorgang spanabhebend bearbeitet werden, jedoch sollte dies möglichst vermieden werden, da durch die Reibung Wärme entsteht, die wegen der schlechten Wärmeleitfähigkeit des Materials unzureichend abtransportiert werden kann. Dies kann wiederum zu Spannungen führen oder das Gefüge verändern, was der mögliche Beginn der Entstehung einer Bruchstelle sein kann (Pospiech, 2011). Allgemein sollte die Oberfläche des keramischen Werkstücks möglichst glatt sein, weshalb hier einem Glasurbrand beziehungsweise einer Politur eine enorme Wichtigkeit beigemessen wird. Diese beiden Arbeitsschritte machen die Oberfläche homogener und somit weniger bruchanfällig. Gleichzeitig ist eine gute Politur aber auch aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen unabdingbar (Rosentritt et al., 2017; 2018). Ein besonderer Vorteil ist der ästhetische Aspekt dentaler Keramiken, welche vollständig zahnfarbene Restaurationen ermöglichen. Allerdings ist hier, wie auch bei den mechanischen Eigenschaften, besonders zwischen den Oxid- und Glaskeramiken zu unterscheiden: Zirkonoxid weist zwar bessere mechanische Eigenschaften auf, dafür weisen die Glaskeramiken, wie beispielsweise Lithiumdisilikat, bessere ästhetische Eigenschaften auf (Nassary Zadeh et al., 2018).

Die dentalen Keramiken sind also anfälliger für Verarbeitungsfehler als metallische Werkstoffe. Jedoch versucht die Industrie, die neuen keramischen Werkstoffe mehr und mehr anwenderfreundlich zu gestalten und die Vorteile der verschiedenen Zirkonoxid- und Glaskeramiken zu vereinen. Ein Beispiel hierfür ist die Keramik CEREC Tessera™ von Dentsply Sirona.

### 1.2.2 Glaskeramik

Da in dieser Arbeit Lithiumdisilikat und mit Zirkonoxid angereichertes Lithiumdisilikat Anwendung finden werden, werden die Eigenschaften der dentalen Glaskeramiken hauptsächlich anhand des Lithiumdisilikats erläutert.

Die Hauptkomponenten von Lithiumsilikat und Lithiumdisilikat sind Lithium- und Siliziumoxid. Ob Lithiumsilikat oder Lithiumdisilikat entsteht, hängt von den molaren Anteilen dieser beiden Komponenten ab (Rosentritt et al., 2018). Beide enthalten einen besonders hohen Anteil an Lithiumsilikat bzw. -disilikat und Lithiumorthophosphat in Höhe von ca. 60 %, wodurch eine Biegefestigkeit von ca. 400 MPa erreicht wird (Hajtó, 2013; Rosentritt et al., 2018).

Glaskeramik ist in diversen Lieferformen erhältlich. Als Pulver und Flüssigkeit kann sie als Verblendkeramik auf einem Zirkonoxid- oder Metallgerüst modelliert werden, aber auch die Modellation eines vollständigen Werkstücks, wie beispielsweise eines dünnen Veneers, aus verschiedenen Keramikmassen auf einem feuerfesten Stumpf ist möglich. Anschließend muss das Werkstück in einem speziellen Ofen in mehreren Brenndurchgängen und einem finalen Glasurbrand gebrannt werden. Glaskeramische Pressrohlinge oder Pellets können ebenfalls zur Herstellung einer vollkeramischen Restauration (Formpressen) oder zum Überpressen und somit Verblenden eines Gerüsts verwendet werden.

Für die CAD/CAM-gestützte Fertigung glaskeramischer Restaurationen im subtraktiven Verfahren werden Rohlinge im vorkristallisierten oder vollständig kristallisierten Zustand angeboten. Zur Verbesserung der ästhetischen Gestaltung sind auch Blöcke mit integriertem Farbverlauf erhältlich. Falls eine auf das Schleifen folgende Kristallisation notwendig ist, kann diese mit dem Glasurbrand kombiniert werden. Vervollständigend ist zu erwähnen, dass Glaskeramik außerdem als Paste in Form von beispielsweise Opaquer und als Spray (Glasurmasse) erhältlich ist (Rosentritt et al., 2018).

Restaurationen, die eine Biegefestigkeit von über 350 MPa besitzen, können konventionell zementiert oder adhäsiv befestigt werden, Restaurationen mit niedrigeren Biegefestigkeiten müssen adhäsiv befestigt werden (Rosentritt et al., 2018). Prinzipiell sollte für Glaskeramik die adhäsive Befestigung bevorzugt werden, da sich somit bessere ästhetische Ergebnisse erzielen lassen. Ausnahmen bilden schwierige klinische Situationen, bei denen eine absolute Trockenlegung nicht garantiert werden kann (Liebermann et al., 2018). Diese Grenze von 350 MPa resultiert aus klinischen Erfahrungen und werkstoffkundlicher Expertise und soll sicherstellen, dass dentale Restaurationen unter der Kaubelastung nicht frakturieren oder sich verformen. Materialien mit einer geringeren Biegefestigkeit erreichen erst nach dem Zementieren ausreichende mechanische Eigenschaften (Rosentritt et al., 2019c). Mit einer vom Hersteller angegebenen mittleren biaxialen Biegefestigkeit von 530 MPa für IPS e.max<sup>®</sup> CAD (Herstellerangabe) fällt Lithiumdisilikat in diese Kategorie.

### 1.2.3 Zirkonoxid

Im Zusammenhang mit dem Begriff „Zirkonoxid“ tauchen in der Regel auch die Begriffe „Zirkon“ und „Zirkonium“ auf. Diese Begriffe werden häufig fälschlicherweise synonym verwendet (Arnold, 2019; von Clausbruch, 2004; Tinschert et al., 2007). Zirkonium ist das 40. chemische Element, ein Metall aus der Titangruppe des Periodensystems der Elemente (von Clausbruch, 2004; Tinschert et al., 2007). Es ist biegsam, verhältnismäßig weich und glänzt silbrig. Durch die Bildung einer Oxidschicht auf seiner Oberfläche ist es, wie Titan, korrosionsresistent. Grundlage zur Gewinnung dieses reinen Zirkoniums und zur Herstellung der Zirkoniumdioxid-Keramik ( $ZrO_2$ ) ist das Mineral Zirkon, genauer gesagt das Zirkoniumsilikat ( $ZrSiO_4$ ), ein anorganischer Bestandteil der Erdkruste. Allgemein bekannt ist Zirkon wegen seines diamantähnlichen Aussehens insbesondere auch als Schmuckstein (Arnold, 2019; von Clausbruch, 2004; Tinschert et al., 2007). Hierbei sei zu beachten, dass zwischen Zirkon, dem natürlich vorkommenden Schmuckstein und Zirkonia, einem synthetisch hergestellten Zirkonoxid, unterschieden wird (Arnold, 2019). Beim Begriff Zirkonoxid handelt es sich um die literarische Kurzform des Zirkoniumdioxids (Tinschert et al., 2007).

Die industrielle Herstellung des Zirkonoxids aus Zirkonsand erfolgt in einem komplexen Prozess, in dem der Sand chemisch gereinigt, aufgelöst und anschließend verdichtet wird. Nachdem das Material zu einem Rohling gepresst wurde, erfolgt eine Vorsinterung bei 1200 °C. So entsteht der Weißlingszustand, in dem das Zirkonoxid durch noch bestehende Porositäten gut bearbeitet werden kann. Im nicht gesinterten, nur gepressten Grünlingszustand ist die Keramik zwar wesentlich weicher und sehr leicht zu bearbeiten, jedoch käme es bei der Verarbeitung dieser Verarbeitungsstufe gehäuft zu Fehlern (Rosentritt et al., 2017). Daher erfolgt die Auslieferung und somit die Bearbeitung der Rohlinge in der Regel im Weißlingszustand (Rosentritt et al., 2017; Tinschert et al., 2007). Dadurch ist eine genaue Bearbeitung bei einem vergleichsweise geringen Werkzeugverschleiß möglich. Abschließend muss das Werkstück zum Erreichen seiner finalen mechanischen Eigenschaften und Größe noch im Ofen gesintert werden (Rosentritt et al., 2017). Nach dem derzeitigen Stand der Technik erfolgt die Verarbeitung von Zirkonoxid hauptsächlich im subtraktiven Verfahren, also mit entsprechenden CAD/CAM-Technologien. Ein Pressen oder Gießen von Zirkonoxid, wie etwa bei dentalen Glaskeramiken, ist nicht möglich (Rosentritt et al., 2017). Da es beim anschließenden Sintern

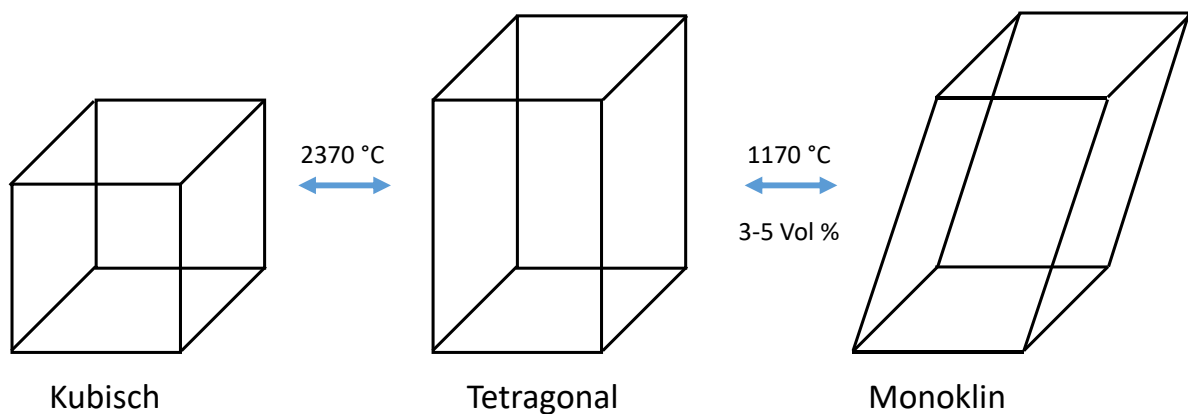
zu Schrumpfungsprozessen kommt, muss dies beim Designen und Schleifen des Werkstücks präzise beachtet werden, was eine genaue Kenntnis der entsprechenden Schrumpfungparameter des verwendeten Werkstoffs voraussetzt (Tinschert et al., 2007).

Die dritte Fertigungsstufe ist das sogenannte gehippte, also heiß isostatisch gepresste Zirkonoxid. Da es schon vor dem Bearbeitungsprozess dicht gesintert ist, besitzt es eine hohe Festigkeit und verursacht bei der Bearbeitung einen entsprechend hohen Werkzeugverschleiß (Rosentritt et al., 2017; Tinschert et al., 2007). Zirkonoxid wird in der Zahnmedizin entweder als Gerüstwerkstoff verwendet, der anschließend mit einer Keramik mit geeigneten optischen Eigenschaften verblendet wird oder es wird zur Herstellung von monolithischem Zahnersatz verwendet (Rosentritt et al., 2017).

Die Einteilung und Bezeichnung der Zirkonoxide ist nach verschiedenen Kriterien möglich. Einerseits werden die Zirkonoxide in vier Generationen unterteilt, das heißt, nach der Reihenfolge, in der sie auf dem Markt erschienen sind. Diese Bezeichnung trifft allerdings keine Aussagen über die Materialeigenschaften der jeweiligen Gruppe.

Durch das Einbringen von Fremdatomen ins Kristallgefüge können die Eigenschaften des Zirkonoxids gezielt verändert werden. Daher ist auch eine Bezeichnung nach der Art oder der Menge (in Mol-%) des beigefügten Stoffes möglich. Durch die Beimischung verschiedener Stoffe sowie durch entsprechende Temperaturbehandlung resultieren Kristallgitter mit spezifischen mechanischen und optischen Eigenschaften. Diese Phasenkonfigurationen stellen auch eine häufig verwendete Einteilung der Zirkonoxide dar (Rosentritt et al., 2019a).

Zirkonoxid kann in drei verschiedenen kristallographischen Phasenkonfigurationen vorliegen (Abb. 2): tetragonal, kubisch und monoklin (Stawarczyk et al., 2016). Welche Phasenkonfiguration vorliegt, hängt primär von der Temperatur ab. Beim Abkühlen der Schmelze kommt es bei einer Temperatur von 2680 °C zunächst zum Auskristallisieren der kubischen Phase. Bei 2370 °C erfolgt die Umwandlung in die tetragonale und bei 1170 °C dann in die monokline Phase. Diese letzte, sogenannte martensitische Phasenumwandlung, geht mit einer drei- bis fünfprozentigen Volumenzunahme einher (Janzen et al., 2017; Rosentritt et al., 2019a; Stawarczyk et al., 2016; Tinschert et al., 2007).



**Abb. 2:** Phasentransformationen von Zirkonoxid (modifiziert nach Tinschert et al., 2007). Die Phasenkonfigurationen sind hauptsächlich von der Temperatur abhängig und kristallisieren beim Abkühlen der Schmelze bei den oben angegebenen Temperaturen aus. Der Übergang von der tetragonalen in die monokline Phase ist durch eine Volumenzunahme von 3-5 % gekennzeichnet.

Um durch die Volumenzunahme bedingte Spannungen und damit einhergehende Risse zu vermeiden sowie die Abhängigkeit der Phasenkonfiguration von der Temperatur aufzulösen, werden Stabilisierungsoxide hinzugegeben. Diese werden ins Kristallgitter eingebaut und ermöglichen, die tetragonale, beziehungsweise kubisch-tetragonale Phasenkonfiguration auch bei Raumtemperatur aufrecht zu erhalten. Meist wird zu diesem Zweck Yttriumoxid eingesetzt, aber auch Aluminiumoxid findet hierfür Verwendung. Die Anteile dieser beiden Komponenten unterscheiden die vier Generationen hauptsächlich voneinander (Jansen et al., 2017; Stawarczyk et al., 2016).

Kommt es im finalen Werkstoff zu einer Energiezufuhr (mechanische Belastung), die zur Bildung eines Mikrorisses führt, erfolgt die martensitische Phasenumwandlung in die monokline Phase. Da diese durch einen Volumenzuwachs von drei bis fünf Prozent gekennzeichnet ist, wird der Riss aufgefüllt und die weitere Rissausbreitung gestoppt. Zur weiteren Rissausbreitung würde ein größeres Maß an Energie aufgebracht werden müssen (Jansen et al., 2017; Rosentritt et al., 2017).

Bei Zirkonoxiden mit einer tetragonalen Phase kann eine Alterung im Sinne einer hydrothermalen Degradation (low temperature degradation, LTD) auftreten. Durch die Diffusion von Wasser in den Werkstoff treten spontane Phasenumwandlungen auf, was zum Herauslösen von Körnern und zur Bildung von Mikrorissen führt (Rosentritt et al., 2019a). Diese mechanischen Mängel können durch weitere Faktoren, wie beispielsweise

se eine falsche Sinter Temperatur und damit verbundener falscher Korngröße, verstärkt werden (Stawarczyk et al., 2013a; 2013b). Eine verlängerte Sinterzeit und Sintertemperaturen über 1400 °C führen zu einer vergrößerten Korngröße und damit zu einer erhöhten Anfälligkeit für hydrothermale Degradation. Auch die Konzentration und die Art der dotierten Stoffe spielen eine Rolle. So stabilisieren Mengen bis zu 0,05 Gew.-% an  $\text{Al}_2\text{O}_3$  Y-TZP gegen hydrothermale Degradation, geringe Mengen  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  haben keinen Einfluss und bei Ce TZP/Al tritt keine Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin auf (Hallmann et al., 2012). Zirkonoxid kann sowohl adhäsiv oder selbstadhäsiv befestigt, als auch konventionell zementiert werden. Um Zirkonoxidkronen konventionell zementieren zu können muss eine retentive Präparationsform vorliegen (Rosentritt et al., 2017).

#### 1.2.4 Zirkonoxid-angereichertes Lithiumsilikat und Lithiumdisilikat

Zirkonoxid-angereichertes Lithiumsilikat ist auch als ZLS (Zirkonverstärkte Lithiumsilikat-Keramik) bekannt, da ein Anteil von 10 % atomar gelöstem Zirkonoxid im Glasanteil enthalten ist und die Festigkeitswerte sowie die chemische Beständigkeit steigern soll. Es enthält neben Lithiumdisilikat sowohl Lithiummetasilikat, als auch Lithiumorthosilikat (Rosentritt et al., 2018). Ein Vertreter dieser Materialgruppe ist Celtra® Duo von Dentsply Sirona. Dadurch, dass die Lithiumsilikat-Kristallite mit 500-700 nm vier- bis achtmal kleiner als die Lithiumdisilikat-Kristallite mit einer Größe von 2000-4000 nm sind, sollen laut Hersteller, die lichteoptischen und mechanischen Eigenschaften positiv beeinflusst werden und eine hohe mittlere Biegefestigkeit sowie ein hoher Glasanteil bewirkt werden (Herstellerangabe). Mit CEREC Tessera™ wurde von Dentsply Sirona nun eine weitere Keramik entwickelt. CEREC Tessera™ besteht aus Lithiumdisilikat, das in einer zirkonoxidverstärkten Glasmatrix eingebettet ist. Außerdem ist Virgilit in die Glasmatrix eingebettet, was sowohl die Ästhetik, als auch die Festigkeit positiv beeinflusst. Der mit einer Dauer von 4,5 Minuten kurze Glasurbrand sorgt durch die Kombination von Kristallstrukturen für zusätzliche Sicherheit, da er einen Selbstheilungsprozess der Keramik ermöglicht. Das Resultat sei, mit einer biaxialen Festigkeit von 700 MPa, eine feste Keramik mit geringem Chipping-Risiko und gleichzeitig guten ästhetischen Eigenschaften (Herstellerangabe).



### 1.3 Stumpfmaterialien zur Prüfung von prothetischen Werkstoffen

Da Kronenwerkstoffe in der Regel auf humanen Zähnen zementiert und angewendet werden, ist es naheliegend, die werkstoffwissenschaftlichen Prüfungen auch auf solchen durchzuführen. Allerdings ist es sehr zeit- und arbeitsintensiv, diese in einer ausreichenden Stückzahl zu sammeln, zu präparieren und jede Krone individuell herzustellen. Hinzu kommt, dass durch die individuellen Formen keine einheitlichen Versuchsbedingungen geschaffen werden können. Standardisierte Stümpfe stellen demnach eine Möglichkeit dar, die Versuchsbedingungen zu vereinheitlichen. Jedoch sollte sichergestellt sein, dass die daraus resultierenden Ergebnisse auch auf die humanen Stümpfe übertragbar sind.

Eine Studie, in der Dauerlastuntersuchungen von PEKK-Kronen auf humanen, PMMA- und CoCr-Stümpfen erfolgten, zeigte, dass das Stumpfmaterialeinfluss auf die Dauerfestigkeit hat. Die humanen Stümpfe hielten geringeren Kräften als die PMMA- und CoCr-Stümpfe stand. Diese Stümpfe wurden mit Hilfe eines Tischfräsgeräts hergestellt (Katzenbach et al., 2021). Auch Rosentritt et al. kamen zu dem Ergebnis, dass sich die Bruchkraft von Kronen auf künstlichen Zähnen bei der Simulation von 5 Jahren Kaubelastung höher als auf humanen Zähnen darstellt (Rosentritt et al., 2000). Eine andere Studie kam zu gegensätzlichen Ergebnissen: Die Bruchfestigkeit von Kunststoffkronen auf Metallstümpfen war niedriger, als die auf Kunststoffstümpfen, woraus schlussgefolgert wurde, dass ähnliche E-Moduln von Stumpf- und Kronenmaterial zu einer erhöhten Bruchfestigkeit führen (Sakoguchi et al., 2013).

### 1.4 Mechanische Grundlagen zur Prüfung dentaler Werkstoffe

Der Kauvorgang ist ein komplexer Bewegungsablauf, bei dem durch die Kombination von Druck- und Zugkräften auch Scher- und Torsionskräfte auf zahnärztliche Restaurationen wirken. Um die einwirkenden Kräfte zu vergleichen, muss zwischen Belastung, das heißt, der auf den Prüfkörper einwirkenden Kraft (in N), und Beanspruchung, also der Druck auf die Kaufläche (Druckfestigkeit), unterschieden werden. Die Beanspruchung inkludiert die Größe der belasteten Fläche und wird in der Einheit Mega-Pascal ( $1 \text{ MPa} \triangleq 1 \text{ N/mm}^2$ ) angegeben (Strietzel, 2005). Zusätzliche individuelle Faktoren, wie beispielsweise der Zahnstatus, aber auch Alter oder Geschlecht des Patienten und die Be-

schaffenheit der Nahrung können beeinflussen, wie stark die Restauration im Mund belastet wird. Hinzu kommt, dass die Kaufrequenz und die Zahl der Kauzyklen tagesabhängig schwanken. Beeinflussend wirkt aber auch ein möglicherweise vorhandener Bruxismus. Ebenfalls resultieren aus der Nahrungsaufnahme physikalische und chemische Reize, denen eine zahnärztliche Restauration standhalten muss. Demzufolge bedarf es besonderer Prüfverfahren, um verschiedene Werkstoffe reproduzierbar miteinander vergleichen zu können.

In der Zahnmedizin gibt es derzeit kein derartiges standardisiertes Verfahren zur Prüfung dentaler Werkstoffe (Schönhoff et al., 2019). Allerdings ist mit der DIN EN ISO 14801 ein standardisiertes Prüfverfahren für die dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate vom transmukosalen Typ und für deren vorgefertigte Implantataufbauten gegeben. Daher wurde bei dieser Studie der Versuchsaufbau weitestgehend an diese angeglichen. Zur Beschreibung der mechanischen Eigenschaften einer dentalen Restauration sind die im Folgenden erläuterten Parameter und Verfahren von allgemeiner Relevanz.

#### 1.4.1 Druckfestigkeit

Zur Ermittlung der Druckfestigkeit wird ein Prüfkörper in einer Prüfmaschine unter Aufzeichnung der verwendeten Kraft belastet, bis es zum Bruch des Prüfmaterials kommt. Die Kraft pro Fläche, bei der es zum Bruch kommt, wird als Druckfestigkeit (in MPa) bezeichnet. Bei der Kaukraft gilt es jedoch, zwischen kurzfristig auftretenden Kraftspitzen und Dauerbelastungen zu unterscheiden, so kann ein Bruch durch kurzzeitig auftretende einmalige Kraft (Beispiel: Kirschkerne) oder durch zyklisch einwirkende niedrige Kaubelastungen auftreten, welche durch das von Fehlstellen ausgehende Risswachstum ausgelöst wird (Strietzel, 2005).

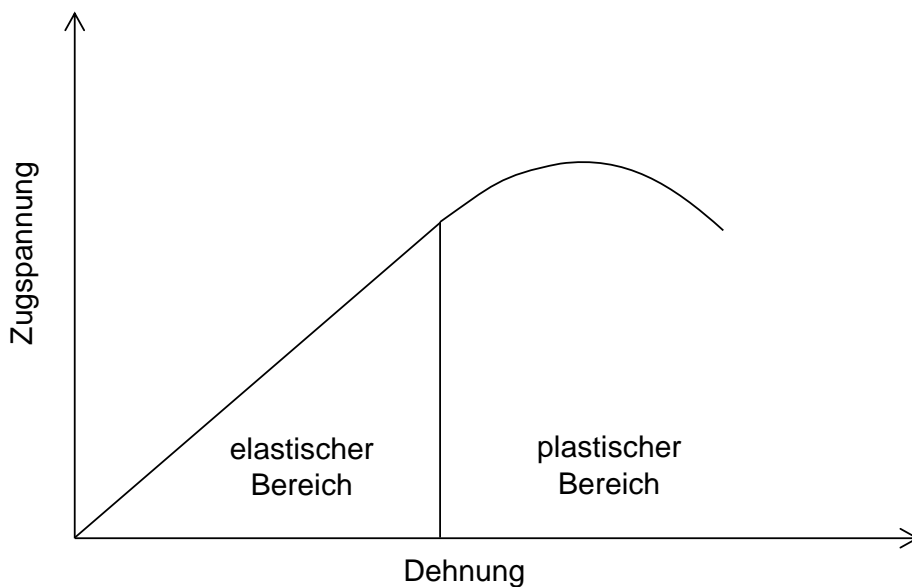
#### 1.4.2 Zugbelastung und Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Zur Prüfung des Verhaltens eines Werkstoffes bei Belastung auf Zug wird in einer Universalprüfmaschine an Prüfkörpern mit definierter Form und somit definiertem Querschnitt unter Messung der aufgewandten Kraft gezogen und die Längenänderung gemessen. Bezogen auf den Querschnitt kann die Zugspannung (MPa) bestimmt werden.

Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 3) werden Dehnung (%) und Spannung (MPa) einer auf Zug belasteten Probe in einem Diagramm dargestellt. Daraus lassen sich verschiedene Kenngrößen eines Werkstoffes ablesen (Strietzel, 2005). Die Kurve wird beschrieben durch

$$\sigma = E \cdot \Delta l / l_0.$$

Dabei ist  $\sigma$  die mechanische Spannung,  $E$  der Elastizitätsmodul,  $\Delta l$  die Längenänderung und  $l_0$  die Ausgangslänge. Im Anfangsbereich des Spannungs-Dehnungs-Diagramms gilt das Hookesche Gesetz: Spannung und Dehnung sind zueinander proportional, die Verformung ist elastisch (Harten, 2011). Der E-Modul ist dabei die Steigung des geraden Abschnitts im Spannungs-Dehnungs-Diagramm und drückt aus, wie steif ein Material ist. Ist besagte Proportionalität nicht mehr gegeben, kommt es zu einer Krümmung der Kurve (Strietzel, 2005). Die Spannung ist so hoch, dass die Elastizitätsgrenze überschritten wird und es kommt zu einer plastischen Verformung. Bei weiterer Dehnung kommt es zum Reißen des Materials (Harten, 2011).



**Abb. 3:** Schematische Darstellung eines Spannungs-Dehnungs-Diagramms (modifiziert nach Harten, 2011; Strietzel, 2005) Im elastischen Bereich sind Spannung und Dehnung zueinander proportional. Der Übergang zwischen dem elastischen und plastischen Teil wird durch die willkürlich festgelegte 0,2 %-Dehngrenze markiert (Strietzel, 2005).

Der elastische Bereich von Keramik ist sehr klein, was bedeutet, dass der E-Modul entsprechend groß ist. Das heißt, dass bereits leichte Verformungen zum Bruch führen können (Strietzel, 2005). Der Übergang des elastischen Bereichs des Spannungs-Dehnungs-Diagramms in den plastischen Bereich wird als Dehngrenze bezeichnet. Da diese nicht genau bestimmt werden kann, also wann die Hookesche Gerade keine mehr ist, wurde willkürlich die 0,2 %- Dehngrenze eingeführt. Das heißt, dass eine Dehnung über 0,2 % als plastisch gilt und die dabei gemessene Spannung die 0,2 %- Dehngrenze (in MPa) darstellt.

Eine weitere Größe, die im Spannungs-Dehnungs-Diagramm abzulesen ist, ist die Zugspannung, welche sich als höchste messbare Spannung abzeichnet. Wird die Probe weiter gedehnt, so kommt es zum Bruch. Wird von diesem Punkt aus eine Parallele zur Hookeschen Geraden konstruiert, kann man die Bruchdehnung ablesen (Strietzel, 2005). Diese beschreibt die bestehende Dehnung des Prüfkörpers nachdem dieser gebrochen ist (Läpple, 2008).

#### 1.4.3 Biegefestigkeit

Die Kombination von Druck- und Zugfestigkeit ist die Biegefestigkeit. Bei einer Biegung treten Zug- sowie Druckkräfte auf, da das Material bei einer Biegung auf der einen Seite gestaucht und auf der anderen Seite gedehnt wird. Die Biegefestigkeit wird in Biegeversuchen ermittelt (Abb. 4). Dabei wird zwischen dem Drei- und dem Vier-Punkt-Biegeversuch unterschieden (Strietzel, 2005).



**Abb. 4:** Drei-Punkt-Biege-Versuch und Vier-Punkt-Biegeversuch (modifiziert nach Pospiech, 2011). Beim Drei-Punkt-Biege-Versuch erfolgt die Belastung des zu prüfenden Werkstoffes mit nur einem Druckstempel, beim Vier-Punkt-Biegeversuch mit zwei Druckstempeln.

Bei dem Drei-Punkt-Biegeversuch liegt der Prüfkörper auf zwei Auflagen und ein Druckstempel belastet ihn von oben. Der Druckstempel belastet nur ein kleines Volumen. Beim Vier-Punkt-Biegeversuch erfolgt die Belastung hingegen mittels zweier Druckstempel, wodurch ein größeres Volumen des Prüfkörpers belastet wird.

In einem größeren Volumen treten statistisch betrachtet aber auch entsprechend mehr Gefügefehler auf und die Probe frakturiert mit einer höheren Wahrscheinlichkeit. Die Biegefestigkeitswerte fallen somit bei diesem Versuch niedriger aus. Trotzdem ist dieser Versuch für die Konstruktionsplanung sinnvoller, da man so von einer tendenziell niedrigeren Bruchfestigkeit ausgeht (Pospiech, 2011).

Für Keramik ist die Biegefestigkeit einer der bedenklichsten Werkstoffkennwerte (Pospiech, 2011). Die Ursache hierfür ist, dass sich Gefügefehler, wie Poren oder Risse, wegen der spröden Eigenschaften der Keramik unter Belastung leicht ausbreiten und zu einem Versagen der Keramik führen können (Risszähigkeit). Weil dafür bereits kleine Kräfte ausreichen können, kommt es bei der Messung der Biegefestigkeit von Keramiken häufig zu Schwankungen und asymmetrischen Werteverteilungen (Pospiech, 2011; Strietzel, 2005). Um die Wahrscheinlichkeit des Versagens einer Keramik zu bestimmen, wird daher das Weibullverfahren verwendet (Pospiech, 2011).

#### 1.4.4 Weibullverfahren und Weibullmodul

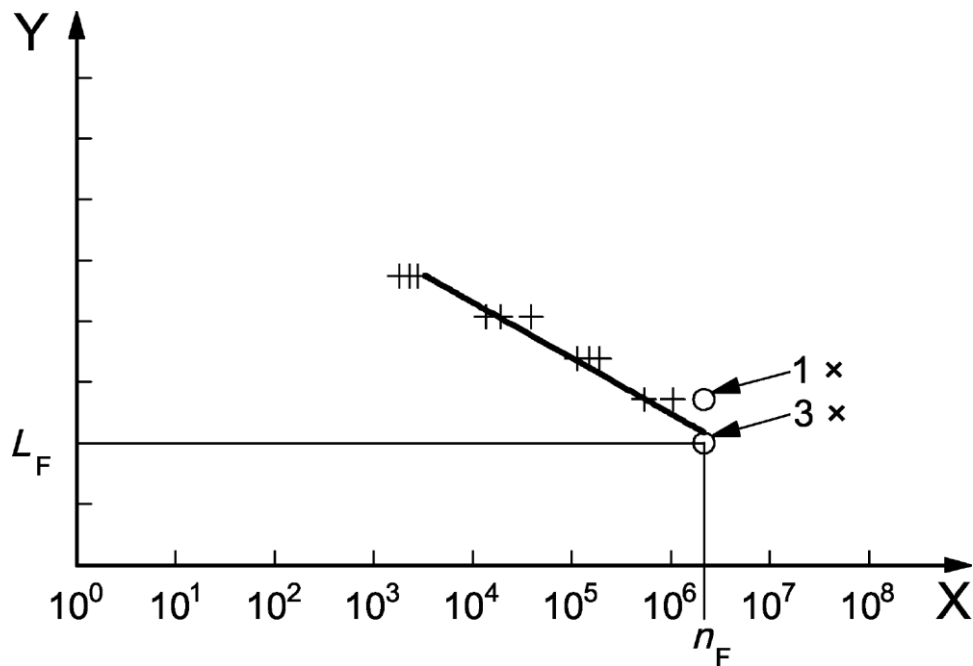
Das Weibullverfahren dient der zusammenhängenden Darstellung von Art der Belastung, Geometrie, Größe, Bruchwahrscheinlichkeit der einzelnen Volumenelemente und statistischer Fehlerverteilung. Demnach beruht das Versagen eines keramischen Werkstoffes auf dem Versagen des schwächsten Glieds. Das Maß für die Festigkeitsstreuung einer Keramik ist der Weibull-Modul  $m$ . Je höher der Weibull-Modul ist, umso geringer ist die Streuung der Festigkeit, was auf eine entsprechend hohe Homogenität des Werkstoffes schließen lässt. Als wünschenswert werden Werte zwischen 10 und 20 angesehen. Die Weibull-Verteilung weicht deutlich von der Glockenform der Gaußschen Normalverteilung ab, da die Werte asymmetrisch verteilt sind. Um möglichst homogene und fehlerfreie Keramikgefüge zu erhalten, müssen entsprechende Bedingungen bei der Herstellung des Werkstoffes präzise eingehalten werden (Zusammensetzung, Zusatzstoffe, Verarbeitungsverfahren, Korngrößen). Vorteilhaft ist diesbezüglich die Verarbei-

tung von vorgefertigten CAD/CAM-Blöcken gegenüber der manuell vom Zahntechniker durchgeführten Pulversinterung (Pospiech, 2011).

#### 1.4.5 Dauerschwingversuch und Wöhler-Kurve

Zeitlich variable, vielfach wiederholte Beanspruchung kann zur Ermüdung eines Materials führen. Meist an Fehlstellen beginnend bilden sich zunächst mikroskopisch kleine Risse, die sich mit größerer Schwingspielzahl vergrößern und letztendlich zum Bruch des Materials führen. Dabei ist die Kraft, die zum Ermüdungsschaden führt, kleiner als die, die unter statischer Beanspruchung zum Bruch führt (Radaj und Vormwald, 2007).

Die Darstellung der Ergebnisse von Ermüdungsprüfungen erfolgt in Form einer Wöhler-Kurve (Abb. 5). Dafür werden die Proben einer zyklisch wechselnden Last ausgesetzt, deren Amplitude voreingestellt ist. Die Ermittlung der Ermüdungseigenschaften des Materials erfolgt durch die Prüfung einer bestimmten Anzahl an Probekörpern bei unterschiedlich großen Spitzenlasten.



**Abb. 5:** Schematische Darstellung einer Wöhler-Kurve bei  $2 \times 10^6$  Zyklen

Legende

X Anzahl der Zyklen, N; Y Spitzenlast in N,

o überlebende Proben; + gebrochene Proben

$n_F$  festgelegte maximale Zyklenzahl, wenn die Prüfung nicht durch ein Versagen beendet wird

$L_F$  Ermüdungsgrenze

(entnommen aus DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008).

Die Ergebnisse werden in einem Diagramm dargestellt, wobei auf der Abszisse der logarithmische Auftrag der überstandenen Lastzyklen und auf der Ordinate der der zugehörigen Spitzenlast erfolgt. Aus der Wöhler-Kurve lässt sich die Ermüdungsgrenze des Prüfwerkstoffes bestimmen. Sie wird durch die maximale Spitzenlast definiert, bei der selbst bei einer unendlichen Anzahl von Zyklen oder der für den Versuch vorher festgelegten maximalen Anzahl von Zyklen und Versuchsbedingungen kein Versagen des Prüfkörpers auftritt. In dieser schematischen Darstellung einer Wöhler-Kurve aus der DIN EN ISO 14801:2008-02 beschreibt X die Anzahl der durchlaufenen Zyklen, Y die Spitzenlast in Newton, + bezeichnet gebrochene Proben und o überlebende Proben (DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008).

### 1.5 Fragestellung und Zielsetzung

Die moderne Zahnmedizin befindet sich im ständigen Wandel und ist bestrebt, immer neuere, bessere Materialien zu entwickeln. Ziel dieser Studie war es festzustellen, inwiefern sich die schon länger verwendete Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max<sup>®</sup> CAD von Ivoclar Vivadent und die neue Lithiumdisilikatkeramik CEREC Tessera<sup>™</sup> von Dentsply Sirona in ihrer Dauerfestigkeit unterscheiden.

Im Detail sollten dabei die folgenden Fragestellungen untersucht werden:

- Wie verhalten sich Kronen, die aus IPS e.max<sup>®</sup> CAD gefertigt sind, unter Dauerbelastung auf verschiedenen Stumpfmaterialien?
- Wie verhalten sich Kronen, die aus CEREC Tessera<sup>™</sup> gefertigt sind, unter Dauerbelastung auf verschiedenen Stumpfmaterialien?
- Welchen Einfluss hat eine vorherige Alterung im Sinne einer Thermozyklierung auf die statische Belastbarkeit der Stumpf-Kronen-Kombinationen?
- Wie verhält sich das verwendete Stumpfmaterial unter Dauerbelastung?
- Inwiefern unterscheiden sich die Ergebnisse der unterschiedlichen Material-Kombinationen voneinander?
- Gibt es ein Stumpfmaterial, das anstelle humaner Zähne für Dauerlastuntersuchungen in der zahnärztlichen Prothetik geeignet ist?

Zudem sollten folgende Hypothesen überprüft werden:

- Cerec Tessera™ weist als zirkonoxid-angereicherte Lithiumdisilikatkeramik höhere Dauerfestigkeiten als IPS e.max® CAD auf.
- Auf Metallstümpfen lassen sich höhere Dauerfestigkeiten als auf den humanen Zähnen und Kunststoffstümpfen ermitteln.
- Gedruckte Kunststoffstümpfe stellen einen guten Ersatz humaner Zähne in Dauerlastuntersuchungen dar.



## 2. Material und Methoden

### 2.1 Verwendete Materialien zur Herstellung der Kronen

In Tab. 1 sind die wesentlichen Materialien zur Herstellung der Kronen aufgelistet. Die Charge war nicht bei allen Materialien bekannt.

**Tab. 1:** Verwendete Materialien zur Kronenherstellung

Material	Artikel	Hersteller	Charge
Diamantierte Schleifkörper	6856P.314.021 8856P.314.021 6379.314.023 6878K.314.018 8878K.314.018	Komet Dental, Lemgo	
Lithiumdisilikat Glaskeramik	IPS e.max <sup>®</sup> CAD CEREC/inLab HT A3 C14/5	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen	X25830 Y45720 Y52152
Zirkonoxid-angereichertes Lithiumdisilikat	CEREC Tessera <sup>™</sup>	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim	16007562
Glasurmaterialien IPS e.max <sup>®</sup> CAD	IPS e.max <sup>®</sup> CAD Crystall./Glaze Fluo IPS e.max <sup>®</sup> Crystall./Glaze Liquid	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen	Y45784  Y40270
Positionierungshilfe für den IPS e.max <sup>®</sup> CAD-Kristallisationsbrand	IPS <sup>®</sup> Object Fix Flow	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen	Y49231
Glasurmaterialien CEREC Tessera <sup>™</sup>	Universal Spray Glaze	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland	

### 2.2 Herstellung der Zahnstümpfe und Kronen

Die in dieser Versuchsreihe verwendeten humanen Molaren wurden alle aus medizinischen Gründen gezogen und von verschiedenen zahnärztlichen Praxen zur Verfügung gestellt. Nach der Extraktion wurden die Zähne in einer Natriumazid-Lösung aus 0,9 % NaCl (Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg vor der Höhe) mit 0,01 ‰ Natriumazid (Merck KGaA, Darmstadt) desinfiziert und anschließend in Aqua B Braun Spüllösung (B.

Braun Melsungen AG, Melsungen) beziehungsweise Ampuwa® Spüllösung (Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg vor der Höhe) im Kühlschrank gelagert. Es wurden sowohl Oberkiefer- als auch Unterkiefermolaren, überwiegend Weisheitszähne, verwendet, da genügend intakte Molaren einer Art nach über 1,5 Jahren Sammelzeit nicht zur Verfügung standen. Zur Herstellung der Zahnstümpfe wurden 40 humane Zähne nach allgemeinen Präparationsrichtlinien zur Aufnahme einer Keramikkrone präpariert. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Konvergenzwinkel annähernd  $15^\circ$  beträgt. Die Präparation erfolgte mit einem roten Winkelstück unter Wasserkühlung mit groben und feinen Diamanten der Firma Komet Dental (Lemgo, Deutschland). Auf eine 1 mm breite Stufe, beziehungsweise Hohlkehle, wurde bewusst verzichtet. Stattdessen wurden zur Schonung der Zahnhartsubstanz spezielle Diamanten verwendet, mit welchen eine Hohlkehle von nur 0,54 mm präpariert werden kann, da sie an der Spitze einen undiamantierten Dorn besitzen, der die Eindringtiefe genau begrenzt. Scharfe Kanten wurden abgerundet. Nach der Präparation des Referenzstumpfes, eines Unterkiefer-Molaren, der als Vorlage zur Herstellung der NEM- und Kunststoff-Stümpfe diente, wurde diese Präparationsform von zwei Oberärzten der Poliklinik für Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften sowie der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde des Universitätsklinikums Bonn als geeignet bestätigt.

Zur Herstellung der Kunststoff- und NEM-Stümpfe wurde vom Referenzstumpf ein Computertomogramm im Compact X-ray micro-CT SKYSCAN Typ 1174v2 (RJL Micro & Analytic GmbH, Karlsdorf-Neuthard) bei einer Rotation von insgesamt  $180^\circ$  in  $3^\circ$ -Schritten aufgenommen. Die ideale Bildgröße für diese Aufnahme lag bei  $14\ \mu\text{m} \times 14\ \mu\text{m}$ . Um die Röntgenstrahlen aufzuhärten wurde ein Aluminiumfilter verwendet. Da die Probe dabei fixiert sein muss, wurde sie in einem Szintillationsfläschchen in Styropor positioniert. Um den Zahn vor dem Austrocknen zu schützen, wurde etwas Natriumazid hinzugegeben. Der Deckel des Szintillationsfläschchens wurde fest verschlossen, damit es im Compact X-ray micro-CT SKYSCAN Typ 1174v2 nicht zu Korrosionsprozessen kommt.

Nach der Aufnahme erfolgte die Rekonstruktion des Stumpfes. Die Aufnahme und somit auch die Rekonstruktion erfolgte nur bis zum koronalen Drittel der Wurzel, da apikal eine Modifikation vorgenommen werden musste. Damit der Stumpf nach dem Einbetten in die Kupferrohre, die als Halterung der Probe im Dauerlastversuch dienen, gegen Rotation sowie gegen eine Lösung des Stumpfes gesichert ist, wurde eine zylinderförmige

„Wurzel“ mit entsprechenden Retentionen in Mimics Innovation Suite Research 21.0 (Materialise GmbH, München) konstruiert (Abb. 6).

Die Metallstümpfe wurden freundlicherweise von der Firma Straumann (Basel, Schweiz) im Metalldruckverfahren aus einer Cobalt-Chrom-Legierung hergestellt und zur Verfügung gestellt. Die Herstellung und Bereitstellung der Kunststoffstümpfe erfolgte freundlicherweise durch die Universität Regensburg mit Hilfe des 3D-Druckers SolFlex 650 (Voco GmbH, Cuxhaven). Dabei wurde das 3D-Druckermaterial V-Print Splint (Voco GmbH, Cuxhaven) verwendet. Dieses Material, ein lichthärtender Kunststoff, ist laut Gebrauchsanweisung zur Herstellung von Schienen oder als Hilfsmittel für diagnostische Zwecke vorgesehen.



**Abb. 6:** Metallstumpf, Kunststoffstumpf und humaner Stumpf mit durchbohrter Wurzel und Draht-Halterung vor dem Einbetten (von links nach rechts).

Die Abformung der 40 humanen Stümpfe erfolgte in der Poliklinik für Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn mit einem TRIOS® Intraoralscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark). Damit die Stümpfe besser positioniert werden konnten, wurde die Wurzel des abzuformenden Zahnes in einem kleinen Block aus rosa Plattenwachs fixiert. Für die Herstellung der Kronen für die Metall- und Kunststoffstümpfe wurde nur jeweils ein Stumpf abgeformt, der dabei auf einem Tisch abgestellt werden konnte. Der Metallstumpf wurde vor der Abformung mit 110 µm Aluminiumoxid mit einem Druck von 2,0-2,5 bar gestrahlt, da die Krone bei der Abformung eines unbehandelten Stumpfes eine unzureichende Passform aufwies. Dafür wurden zunächst Rocatec™-Pre und Rocatec™-Plus (3M Deutschland GmbH, Neuss) verwendet. Da Rocatec™-Plus zur Vorbereitung der adhäsiven Befestigung dient, erschien dies zu-

nächst sinnvoll. Weil aber ohnehin die Verwendung eines Alloy Primers geplant war, wurde nach weiteren Überlegungen bei den übrigen Stümpfen darauf verzichtet und auch die tribochemische Beschichtung des Referenzstumpfes wurde, zur Einhaltung eines einheitlichen Stumpfvorbhandlungsprotokolls, wieder entfernt. Dies erfolgte bei Dentsply Sirona in Hanau durch einen Zahntechniker mittels Abstrahlen mit 105-150 µm Aluminiumoxid (Strahlmittel Bond, DeguDent, Hanau) und einem Druck von 2,0-2,5 bar an allen Metallstümpfen. Die Stumpfdaten wurden als STL-Dateien gespeichert.

Alle Kronen wurden von zwei Zahntechnikern im Dentsply Sirona Lab der Degudent GmbH in Hanau designt und hergestellt. Der Kristallisationsbrand der IPS e.max<sup>®</sup> CAD-Kronen erfolgte extern im Dentallabor Dental-Technik Kiel GmbH in Bonn. Für die Metall- und Kunststoffstümpfe konnte jeweils ein Kronendesign für beide Kronenwerkstoffe verwendet werden. Ein identisches Design für die Kronen der Metall- und Kunststoffstümpfe war aufgrund der beiden separaten Abformungen und somit STL-Dateien nicht möglich, allerdings wurde versucht, die Kronen möglichst ähnlich zu designen.

Um die Kronen zu designen, wurde zunächst die STL-Datei in die inLab CAD-Software von Dentsply Sirona geladen. Aufgrund größerer zeitlicher Abstände durch äußere Einflüsse (Corona-Pandemie) wurden die Kronen für die humanen Stümpfe in inLab SW 20.0 und die für die Metall- und Kunststoffstümpfe in inLab SW 20.1 designt, da die Vorgängerversion zum späteren Zeitpunkt nicht mehr verfügbar war. Es wurden die empfohlenen Designparameter der Hersteller eingestellt (Tab. 2) und die Kronen unter Beachtung der ursprünglichen Zahnmorphologie (Ober-/Unterkiefer, rechts/links) so designt, dass der Kau-Stempel des Prüfsystems, in dem die Dauerlastversuche vorgenommen wurden, später möglichst einen Drei-Punkt-Kontakt zur Kaufläche herstellen konnte. Anschließend wurden die Kronen in der Schleifeinheit inLab MCXL von Sirona aus den jeweiligen Blöcken (Abb. 7) mit dem Step Bur 12s geschliffen.



**Abb. 7:** Keramik-Blöcke und fertiggestellte Kronen links: IPS e.max<sup>®</sup> CAD, rechts: CEREC Tessera<sup>™</sup>.

Die Bezeichnung der Kronen wurde dabei wie folgt gewählt: Die humanen Kronen bzw. Stümpfe wurden mit H1 bis H40 durchnummeriert, die Metallkronen mit M1 bis M40 und die Kunststoffstümpfe bzw. -kronen mit K1 bis K40. Die Nummern 1 bis 20 bezeichnen dabei immer die IPS e.max<sup>®</sup> CAD-Kronen, die Nummern 21 bis 40 CEREC Tessera<sup>™</sup>. Da nur 20 Stück der Metallstümpfe vorlagen, mussten diese zweifach verwendet werden. Das heißt, nach dem ersten Versuchsdurchlauf für diese Reihe wurde die frakturierte Krone entfernt. Anschließend erfolgte eine erneute Oberflächenbehandlung, diesmal mit Rotatec<sup>™</sup>-Pre (3M Deutschland GmbH, Neuss) im zahntechnischen Labor des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Bonn.

Zuerst wurden die Kronen für die humanen Stümpfe hergestellt. Da die Kronen H11 bis H20 aufgrund des Diamantverschleißes, der in diesem Maße nicht erwartet wurde, eine schlechte Passform aufwiesen, wurden diese anschließend neu hergestellt und die Diamanten in höherer Frequenz, als von der Schleifeinheit angegeben, nach circa 10 Kronen gewechselt. Anschließend wurden lediglich H16, H24, H29 und H31 unter Wasserkühlung mit der Turbine nachbearbeitet, bis die Passform durch den Zahntechniker als ausreichend beurteilt werden konnte.

**Tab. 2:** Verwendete Parameterprofile zum Designen der Kronen. In der Version inLab SW 20.0 waren die Parameterprofile für Cerec Tessera™ noch nicht vorgegeben, so dass sie manuell an die Herstellerangaben angepasst werden mussten. In der Folgeversion inLab SW 20.1 lagen sie schon als Standard für dieses Material vor. Für IPS e.max® CAD lagen in beiden Versionen bereits Standardeinstellungen vor, die lediglich ausgewählt werden mussten.

	IPS e.max® CAD	CEREC Tessera™
Radialer Spacer (µm)	80	80
Okklusaler Spacer (µm)	80	80
Approximale Kontaktstärke (µm)	25	25
Okklusale Kontaktstärke (µm)	25	25
Dynamische Kontaktstärke (µm)	25	25
Radiale Mindeststärke (µm)	800	1000
Okklusale Mindeststärke (µm)	1000	1000
Randverstärkung (µm)	50	50
Flankenbreite (µm)	50	50
Flankenwinkel (°)	60	60

Der Brand der CEREC Tessera™ Kronen erfolgte im Keramikofen Multimat NT, 230V (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) mit Universal Spray Glaze (Tab. 1). Dabei wurden die Brennparameter gemäß Tab. 3 unter Beachtung der Herstellerangaben verwendet.

**Tab. 3:** Brennparameter für CEREC Tessera™ im Keramikofen Multimat NT, 230V. Alle Arbeitsschritte zur Herstellung der CEREC Tessera™-Kronen fanden in Hanau bei Dentsply Sirona durch zwei Zahntechniker statt.

Starttemperatur	400 °C
Vortrocknen	2 min.
Trocknen	2 min.
Vorwärmtemperatur	400 °C
Vorwärmzeit	1 min.
Aufheizrate	55 °C/min.
Vakuumbreite	50 hPa
Endtemperatur	760 °C
Haltezeit	2 min.

Der Kristallisationsbrand der IPS e.max® CAD-Kronen erfolgte im Keramikpressofen Cergo Press (Degussa, Düsseldorf) gemäß der Kristallisationsparameter in Tab. 4 unter Verwendung der dafür vom Hersteller vorgesehenen Glasurmaterialien und der entsprechenden Positionierungshilfe (Tab. 1).

**Tab. 4:** Brennparameter für IPS e.max<sup>®</sup> CAD im Keramikpressofen Cergo Press. Der Kristallisationsbrand der IPS e.max<sup>®</sup> CAD-Kronen fand im Dentallabor Dental Technik Kiel GmbH, Bonn statt.

Trocknen	250 °C, 3 min.
Schließen	3 min.
Vorwärmen	400 °C, 1 min.
Anstieg	30 °C/min.
Vakuum	konstant
Vakuum-Ein	550 °C
Vakuum-Aus	845 °C
Endtemperatur	845°C
Halten	10 min.
Tempern	700°C

### 2.3 Einbetten der Stümpfe

Die Stümpfe wurden mit Technovit<sup>®</sup> 4004 (Kulzer GmbH, Hanau) in 2,5 cm hohe Kupferrohre mit einem Durchmesser von 18 mm eingebettet (Abb. 8). Für die Metallstümpfe sowie die Kunststoffstümpfe wurde dafür zunächst das Kupferrohr einige Millimeter mit Kunststoff aufgefüllt, damit die jeweiligen Stümpfe so auf dem Kunststoff stehen konnten, dass die Präparationsgrenze den Rand des Rohres leicht überragte. Anschließend wurde der Rest des Rohres mit Kunststoff aufgefüllt und die Stümpfe hineingestellt. Dabei wurde der Kunststoff, nachdem er leicht angehärtet war, mit Hilfe eines Aufwachsinstruments, das einen Durchmesser von 1 mm hat, so modelliert, dass die Präparationsgrenze den Kunststoffrand um circa 1 mm überragte. Nach der Norm DIN EN ISO 14801:2008-02 sollten die Proben so positioniert werden, dass ein Implantat den nominellen Knochenrand um  $(3,0 \pm 0,5)$  mm überragt. Dies dient der Simulation des auf eine Implantation folgenden Knochenabbaus von 3 mm im Bereich des Implantats (DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008). Da in dieser Studie jedoch Kronen auf Zähnen (Metall, Kunststoff, Human) und nicht auf Implantaten getestet wurden, wurde dieser Aspekt nicht berücksichtigt (Katzenbach et al., 2021). In horizontaler Richtung wurden die Stümpfe möglichst in der Mitte des Rohres platziert.

Da die humanen Stümpfe nicht stehen können, wurde für diese eine Halterung aus einem runden, federharten remanium® Stangendraht (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen) aus Edelstahl mit einem Durchmesser von 0,7 mm gebogen. Bei den Stümpfen, die eine konische Wurzel besitzen, wurde zuvor ein Loch in die Wurzel gebohrt, durch welche der Draht hindurchgeführt wurde, damit eine ausreichende Retention bestand und es nicht zu einem späteren Lösen des Stumpfes aus dem Kunststoff kommen konnte (Abb. 6). Mit Hilfe der Halterung wurden die humanen Zähne in vertikaler und horizontaler Position im Kupferrohr ausgerichtet und der Kunststoff konnte am Zahn vorbei ins Kupferrohr gegossen werden. Mit der Präparationsgrenze wurde entsprechend der Vorgehensweise bei den nicht humanen Stümpfen verfahren.



**Abb. 8:** Eingebetteter Metall-, Kunststoff- und humaner Stumpf (von links nach rechts).

#### 2.4 Adhäsive Befestigung der Kronen

In Tab. 5 sind die Materialien aufgelistet, die zur adhäsiven Befestigung der Kronen auf den Stümpfen verwendet wurden. Wegen der verschiedenen Stumpfmaterialien mussten entsprechend unterschiedliche Primer verwendet werden. Die genaue Vorgehensweise wird im Folgenden beschrieben.



**Tab. 5:** Verwendete Materialien zur adhäsiven Befestigung der Kronen.

Es wurde bewusst darauf verzichtet, die jeweiligen Adhäsivsysteme der Hersteller der untersuchten Keramiken zu verwenden, da diese nicht untersucht werden sollten. Daher wurde ein einheitliches System eines dritten Herstellers für beide Keramiken gewählt.

Material	Artikel	Hersteller	Charge
Adhäsiver Zement	Panavia™ V5 Paste (Universal (A2))	Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main	9S0087
Keramik-Primer	Clearfil™ Ceramic Primer Plus	Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main	9C0038
Zahn- Primer	Panavia™ V5 Tooth Primer	Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main	9E0056
Metall-Primer	Alloy Primer	Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main	830109
Flusssäure	IPS® Ceramic Etching Gel Refill	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen	Z00KSH
Neutralisationspulver	IPS® Neutralizing Powder Refill	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen	Z00GPW

## 2.4.1 Vorbehandlung der Kronen

Alle Kronen wurden vor dem Zementieren mit Flusssäure geätzt. Mit einem Miniapplikator wurde die Flusssäure aufgetragen. Die Einwirkzeit für IPS e.max® betrug dabei 20 Sekunden, die für CEREC Tessera™ 30 Sekunden. Anschließend wurde die Flusssäure in einen Becher mit Neutralisationspulver (250 ml) abgespült. Die Kronen wurden mit einem ölfreien Luftstrom getrocknet und die Becher mit der neutralisierten Flusssäure nach 5 Minuten Neutralisationszeit unter Nachspülen von Wasser in den Abfluss entleert. Anschließend wurde der Clearfil™ Ceramic Primer Plus aufgetragen und mit ölfreiem Luftstrom verblasen.

## 2.4.2 Vorbehandlung der Stümpfe

Da die Versuche auf drei verschiedenen Stumpfmaterialien erfolgten, musste jede Stumpfsorte materialspezifisch vorbehandelt werden. Die Metallstümpfe wurden, wie bereits beschrieben, mit 105-150 µm / 110 µm Aluminiumoxid bei einem Druck von 2,0-2,5 bar gestrahlt. Vor dem Zementieren wurden sie noch einmal mit Wasser abgespült

und mit Druckluft getrocknet. Anschließend wurde der Alloy Primer mit einer Einweg-Bürstenspitze auf den Stumpf aufgetragen und trocknen gelassen.

Die Kunststoffstümpfe wurden mit M+W Select Ätzelgel (M+W dental, Müller & Weygandt GmbH, Büdingen) gereinigt. Dieses wurde aufgetragen und nach 5 Sekunden wieder abgespült und getrocknet. Anschließend wurde der Clearfil™ Ceramic Primer Plus aufgetragen und mit ölfreier Luft verblasen.

Die humanen Stümpfe wurden mit ölfreier Luft getrocknet, der Panavia™ V5 Tooth Primer wurde aufgetragen und nach 20 Sekunden Einwirkzeit mit einem ölfreien Luftstrom verblasen.

### 2.4.3 Befestigung der Kronen

Unmittelbar vor dem Zementieren wurden die Stümpfe und Kronen, wie oben beschrieben, vorbehandelt. Anschließend wurden die Kronen mit Panavia™ V5 aufgefüllt und auf den Stümpfen positioniert. Die Überschüsse wurden mit Schaumstoffpellets entfernt und der Sitz der Kronen wurde kontrolliert. Da die automatische Härtung bei 37 °C drei Minuten beträgt und die Aushärtung bei Raumtemperatur stattfand, erfolgte zusätzlich eine Lichthärtung mit einer M+W Dental Superlite Halogenlampe (M+W dental, Müller & Weygandt GmbH, Büdingen) mit einer Lichtintensität von 650-800 mW/cm<sup>2</sup> von 10 Sekunden von jeder Seite der Krone.

## 2.5 Versuchsaufbau und Durchführung

### 2.5.1 Thermozyklierung

Um zu untersuchen, welchen Einfluss eine Alterung auf die mechanischen Eigenschaften der Kronen und Stümpfe hat, wurde vor den statischen Vorversuchen die Hälfte der Probenzahl einer Thermozyklierung unterzogen. Sie wurde im Wechselbad von annähernd 5 °C bzw. 55 °C in Ampuwa® Spüllösung (Fresenius Kabi GmbH, Bad Homburg vor der Höhe) im Thermocycler THE1000 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) durchgeführt. Die Verweildauer pro Temperaturbad betrug 1 Minute, die Abtropfzeit betrug 12 Sekunden und die Zyklenzahl 5000. Die Zementierung aller Kronen erfolgte möglichst zeitgleich, sodass die auf Kunststoff- und Metallstümpfen zementierten Kronen, die nicht thermozykliert wurden, währenddessen bei Raumtemperatur

trocken lagerten. Die auf den humanen Zähnen zementierten Kronen, die nicht thermozykliert wurden, lagerten weiterhin nass und gekühlt.

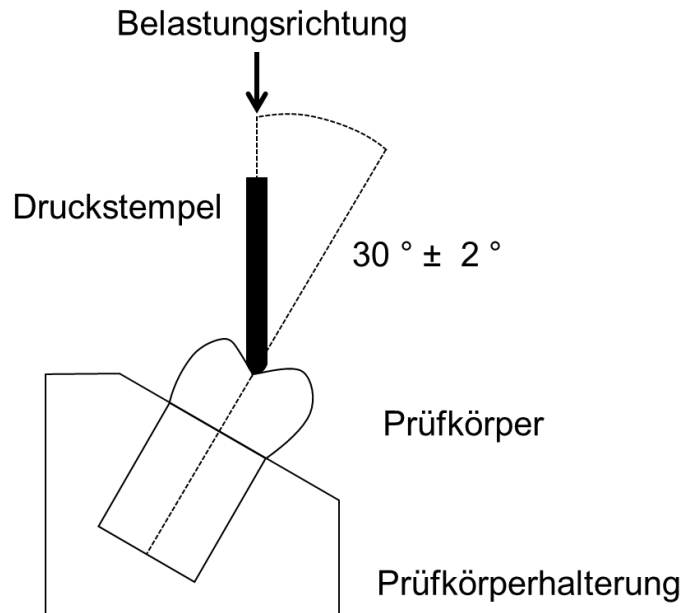
### 2.5.2 Statische Vorversuche

Da der Versuchsaufbau an die DIN EN ISO 14801:2008-02 angelehnt wurde, wurden statische Vorversuche zur Ermittlung der statischen Bruchkraft durchgeführt. Dabei wurden pro Stumpfmaterial-Kronenmaterial-Kombination jeweils 3 Proben mit und ohne Thermozyklierung belastet, bis es zum Bruch der Krone kam. Aus den jeweiligen Bruchlasten wurde ein Mittelwert gebildet, aus dem später die Kräfte für die Dauerlastversuche ermittelt werden sollten. Die statischen Vorversuche wurden an einer Zwick Roell Zmart.Pro Type BZ1-MM14450.ZW03 Prüfmaschine (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Abb. 9) durchgeführt.



**Abb. 9:** Versuchsaufbau der Vorversuche: Links ist die Zwick Roell Zmart.Pro Type BZ1-MM14450.ZW03 Prüfmaschine (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) zu sehen. Oben befindet sich der Druckstempel, der zum Schlitten ausgerichtet ist. Dieser ermöglichte die Ausrichtung der Probe zum Stempel in einem  $30^\circ$ -Winkel. Eine Probe ist auf dem Bild nicht vorhanden. Die Steuerung der Universalprüfmaschine erfolgte über den Computer, der rechts im Bild steht.

Laut DIN EN ISO 14801:2008-02 sollte der Prüfkörper so eingespannt werden, dass die Probenachse und Belastungsrichtung einen  $(30 \pm 2)^\circ$  großen Winkel bilden (DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008, Abb. 10).



**Abb. 10:** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus (modifiziert nach DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008). Der im Kupferrohr eingebettete Prüfkörper wurde so in die Prüfvorrichtung eingespannt, dass seine Längsachse einen Winkel von  $(30 \pm 2)^\circ$  zur Belastungsrichtung bildete.

Die Proben wurden so eingespannt, dass die bukkale Fläche der Krone nach unten geneigt war und der Prüfstempel in die zentrale Grube des Zahnes zeigte und gerade noch Kontakt zur Krone aufwies. Der verwendete Prüfstempel hat ein annähernd halbkugelförmiges Ende mit einem Durchmesser von 0,5 mm und ist aus gehärtetem Stahl gefertigt. Laut Norm, die eine Prüfvorschrift für die dynamische Ermüdungsprüfung für endosale dentale Implantate ist, soll ein Implantat über einen halbkugelförmigen Belastungsaufsatz belastet werden, der auf dem Implantat-Abutment befestigt wird. Da in dieser Studie keine Implantate geprüft wurden, wurde kein Belastungsaufsatz verwendet. Dieser bewirkt, dass zwischen dem normalen Knochenniveau und der Krafteinwirkung ein Abstand von 8 mm, beziehungsweise zwischen Krafteinwirkung und Einbettmasse ein Abstand von 11 mm besteht. Bei der Einbringung eines Abstands von 11 mm zwischen Krafteinwirkung und Einbettmasse würde primär der Stumpf belastet werden, hier sollte

jedoch die Krone belastet werden. Außerdem würde bei der Verwendung eines Belastungsaufsatzes eine Kraftverteilung über die gesamte Kronenoberfläche erfolgen, klinisch relevant war jedoch in diesem Fall die punktuelle Belastung der Krone (Katzenbach et al., 2021). Nach der entsprechenden Ausrichtung der Kronen in der Prüfmaschine wurde der Bruchversuch gestartet. Die Vorkraft betrug 0,5 N, die Prüfgeschwindigkeit 1 mm/min, als obere Kraftgrenze wurden 5000 N eingestellt. Die Kraft wurde so weit gesteigert, bis es zum Bruch der Krone kam.

### 2.5.3 Dauerlastversuche

Die Fertigstellung aller Proben erfolgte mindestens 24 Stunden vor Versuchsbeginn. Die dynamischen Dauerlastversuche erfolgten in einer servopneumatischen Tischprüfmaschine, Typ 5kN des Herstellers DYNAMESS (DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH, Aachen, Abb. 11) in deionisiertem, ca. 37 °C warmen Wasser. Die Versuche wurden im feuchten Milieu durchgeführt, damit die humanen Stümpfe nicht austrocknen konnten. Außerdem gibt die DIN EN ISO 14801:2008-02 vor, dass, sofern Polymerkomponenten im Prüfkörper vorhanden sind, die Prüfung in einem 37 °C ± 2 °C warmen physiologischen Medium (Kochsalzlösung o.Ä.) durchgeführt werden muss (DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008). Um die Rostbildung des Druckstempels zu entschleunigen, wurde hier jedoch auf deionisiertes Wasser ausgewichen. Dies wurde ermöglicht, indem die Versuchsvorrichtung in einem Kunststoffbehälter positioniert wurde, der über zwei Schläuche mit einem Gefäß, in dem sich ein Heizstab befand, verbunden wurde. Das Wasser wurde, mit Hilfe einer Pumpe, durch einen der Schläuche in den unteren Bereich des Versuchsgefäßes befördert, der Abflussschlauch befand sich oberhalb der Höhe der eingestellten Probe. Die Kunststoffstümpfe und die Metallstümpfe wurden, zur Schaffung gleicher Voraussetzungen, unter den gleichen Bedingungen getestet. Die Proben wurden entsprechend der geometrischen Bedingungen der Vorversuche eingestellt.

Die in Kupferrohren eingebetteten Proben wurden in einen um 30 ° geneigten, entlang dieser Ebene verschiebbaren Schlitten unterhalb des Druckstempels festgeschraubt, Die Kraft wurde genullt und der Druckstempel wurde per Joystick der Probe angenähert. Eventuell notwendige Umpositionierungen der Probe und des Schlittens wurden jetzt vorgenommen. Anschließend wurde der Druckstempel weiter auf die Probe zu bewegt,

sodass eine Vorkraft von 1-4 N erreicht wurde. Anschließend wurde auch der Weg, also die vertikale Auslenkung des Druckstempels, gemessen.



**Abb. 11:** Versuchsaufbau der Dauerlastversuche. Die Steuerung und Aufzeichnung der Versuche erfolgte über den Computer links im Bild. Rechts ist die eigentliche Prüfvorrichtung zu sehen. Der Kunststoffbehälter ermöglicht eine Prüfung im feuchten Milieu. Die Wasserzufuhr erfolgte über den unteren, dünneren Schlauch aus einem unter dem Tisch befindlichen Behälter mit einem darin befindlichen Heizstab. Dadurch konnte die Wassertemperatur konstant gehalten werden. Der Abfluss erfolgte über den dickeren, oberen Schlauch in den selbigen Behälter. Der Druckstempel wurde über den Joystick (rechts neben der Dynamess-Prüfmaschine im Bild) bewegt.

Die Kraftwerte wurden entsprechend der Mittelwerte der Ergebnisse der Vorversuche gerundet. Die Anfangskraft betrug dabei 80 % der statischen Bruchlast einer Gruppe, die beim Versagen zweier Kronen der gleichen Gruppe stufenweise verringert wurde. Das Ausmaß der Verringerung wurde hauptsächlich wie folgt bestimmt: Kam es zum Bruch zweier Proben einer Kraftstufe und Gruppe, so wurde die Kraft um weitere 20 % der statischen Bruchlast reduziert. Überstand eine Probe einer Gruppe die kompletten 2

Mio. Zyklen, so wurden auf dieser Kraftstufe insgesamt drei Proben geprüft. Wenn mindestens eine Probe diese Stufe nicht überstand, so wurde die folgende Kraftverringereung situationsabhängig niedriger gewählt. Eine Versuchsreihe galt dann als erfolgreich abgeschlossen, wenn die Proben einer Gruppe bei mindestens vier unterschiedlichen Belastungen geprüft wurden und davon nur bei der niedrigsten Kraftstufe alle drei Proben unversehrt blieben.

Ein Riss in der Krone wurde als Versagen gewertet. Dafür wurde die Krone regelmäßig optisch geprüft und mit einer Sonde abgetastet. Die Metall- und Kunststoffstümpfe wurden so eingespannt, dass die bukkale Fläche der Krone nach unten geneigt war. Bei den humanen Stümpfen war dies nicht immer möglich, insbesondere bei den Oberkiefer-Molaren kam es bei einigen Proben zu einem Abrutschen des Druckstempels. Mit diesen wurde so verfahren, dass sie so weit um ihre Längsachse gedreht wurden, bis eine Position gefunden wurde, in welcher der Druckstempel nicht abrutschte. Wenn es im Rahmen eines Abrutschens zum automatischen Abbruch einer Prüfung kam, wurde diese erneut gestartet und die Zyklen der Anläufe wurden addiert. Ein Versuch wurde als erfolgreich abgeschlossen gewertet, wenn die Probe die kompletten 2 Mio. Zyklen ohne sichtbaren oder tastbaren Riss oder Bruch überstand. Leichte okklusale Abnutzungserscheinungen im direkten Auflagenbereich des Druckstempels wurden dabei ignoriert.

## 2.6 Auswertung und Statistik

Für die Auswertung der ermittelten Daten zum Ermüdungsverhalten wurden zunächst entsprechend der DIN EN ISO 14 801 Wöhlerkurven für jede Material- und Stumpfkomination erstellt. In diesen Kurven werden die Datenpunkte  $(n, F)$  von jeder Probe erfasst, wobei die Anzahl  $n$  der überlebten Lastwechsel horizontal auf der X-Achse aufgetragen wird, während die Laststufe  $F$  vertikal auf der Y-Achse aufgetragen wird.

Zum Vergleich der Wöhlerkurven der verschiedenen Materialien wurden die Ermüdungsdaten danach linearisiert, d.h. statt den Datenpunkten  $(n, F)$  aus der Zahl der überlebten Zyklen und der Laststufe wurden die Datenpunkte  $(\log(n), F)$  betrachtet (DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008). Für jede Kombination aus Keramik und Stumpfmaterial wurde dann auf diesen Daten eine lineare Regression durchgeführt, und die Steigungen

und Achsenabschnitte der Regressionsgeraden sowie die zugehörigen 95 %-Konfidenzintervalle wurden ermittelt und verglichen (Schneider und Maddox, 2003).

Durchläufer (also jene Proben, die die vorgegebene Maximalzahl von Lastzyklen erreichen, ohne zu versagen) können die Genauigkeit der Regression beeinflussen, da die zugehörigen Datenpunkte streng genommen nur eine untere Grenze für das Versagen darstellen. Andererseits würde der Ausschluss dieser Proben die ohnehin geringe Zahl der Datenpunkte nochmals verringern. Um den Einfluss der Durchläufer besser beurteilen zu können, wurden das oben beschriebene Vorgehen einmal mit allen Daten und einmal unter Ausschluss der Durchläufer durchgeführt.



### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Statische Vorversuche

In den statischen Vorversuchen zeigten sich Rissbildungen, Abplatzungen sowie Frakturen der Stümpfe, wobei dies nur in der Kunststoffstumpf-Gruppe auftrat. Die Bruchkraft war in der Metallstumpf-Gruppe am höchsten, zwischen CEREC Tessera™ und IPS e.max® CAD gab es nur geringe Unterschiede. Bezogen auf die Bruchkraft kamen in den Vorversuchen die Werte der Kunststoffstümpfe den Werten der humanen Stümpfe am nächsten. Allerdings kam es in der Gruppe Kunststoff - IPS e.max® CAD - mit Thermozyklisierung nach der Thermozyklisierung bei 50 % der Proben zu einer Alterung, welche sich in Form einer Dezementierung zeigte. Da die Thermozyklisierung in dieser Gruppe zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen könnte, wurde in den noch folgenden Dauerlastversuchen von einer Thermozyklisierung abgesehen und nur die Ergebnisse der Gruppen ohne Thermozyklisierung zur Berechnung der Startwerte für die Dauerlastuntersuchungen verwendet. Zu den Auswirkungen der Thermozyklisierung, verglichen innerhalb einer Gruppe, konnte allgemein keine Aussage getroffen werden, ob sie die Bruchkraft erhöht oder herabsetzt. Zu einer Erhöhung der Bruchkraft nach Thermozyklisierung kam es bei Metallstumpf - CEREC Tessera™ und humaner Stumpf - CEREC Tessera™. Bei Metallstumpf - IPS e.max® CAD, Kunststoffstumpf - IPS e.max® CAD, Kunststoffstumpf – CEREC Tessera™ und humaner Stumpf – IPS e.max® CAD wurde nach der Thermozyklisierung eine geringere Bruchkraft verzeichnet.

Mit Hilfe der aus den statischen Versuchen resultierenden Bruchlasten wurde pro Kategorie ein Mittelwert ausgerechnet. Dieser wurde mit der entsprechenden Standardabweichung graphisch dargestellt. Ausgehend vom Mittelwert ohne Thermozyklisierung wurde der Startwert von 80 % der Bruchlast bestimmt und gerundet.

### 3.1.1 Metallstümpfe

#### 3.1.1.1 Metallstumpf – IPS e.max® CAD

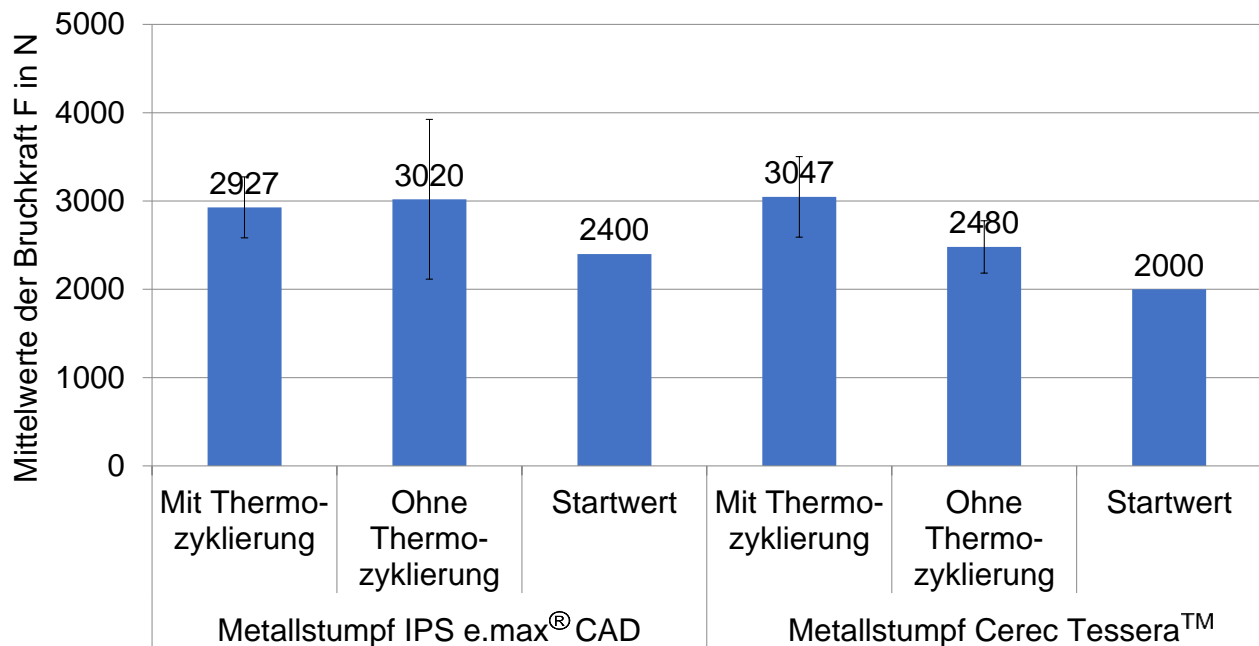
In der Gruppe Metallstumpf – IPS e.max® CAD – mit Thermozyklisierung frakturierte Probe M1 bei 3270 N, Probe M2 bei 2580 N und Probe M3 bei 2930 N. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 2927 ( $\pm$  345) N.

In der Gruppe Metallstumpf – IPS e.max® CAD – ohne Thermozyklisierung brach Probe M4 bei 1990 N, Probe M5 bei 3390 N, und Probe M6 bei 3680 N. Der Mittelwert von 3020 ( $\pm$  904) N wurde auf 3000 N gerundet, woraus sich mit 80 % der Bruchlast ein Startwert von 2400 N für die Gruppe Metallstumpf – IPS e.max® CAD ergab (Abb. 12).

#### 3.1.1.2 Metallstumpf - CEREC Tessera™

In der Gruppe Metallstumpf - CEREC Tessera™ - mit Thermozyklisierung frakturierte Probe M21 bei 3320 N, Probe M22 bei 2520 N und Probe M23 bei 3300 N. Daraus ergab sich ein Mittelwert von rund 3047 ( $\pm$  456) N.

In der Gruppe Metallstumpf - CEREC Tessera™ - ohne Thermozyklisierung kam es bei Probe M24 bei 2820 N zu einem Bruch, Probe M26 frakturierte bei 2290 N und Probe M25 brach bei 644 N. Aufgrund der größeren Abweichung von Probe M25 im Vergleich zu M24 und M26 wurde eine weitere Probe M25n geprüft, welche bei 2330 N frakturierte. Anstelle von Probe M25 wurde Probe M25n in die Auswertung mit einbezogen, sodass sich ein Mittelwert von 2480 ( $\pm$ 295) N ergab. Dieser Wert wurde auf 2500 N aufgerundet. Daraus ließ sich für die Gruppe Metallstumpf – CEREC Tessera™ ein Startwert mit 80 % der Bruchkraft von 2000 N bestimmen (Abb. 12).



**Abb. 12:** Ergebnisse der statischen Vorversuche für die Metallstümpfe mit Startwert für die Dauerlastuntersuchungen (n = 3 pro Versuchsgruppe).

### 3.1.2 Kunststoffstümpfe

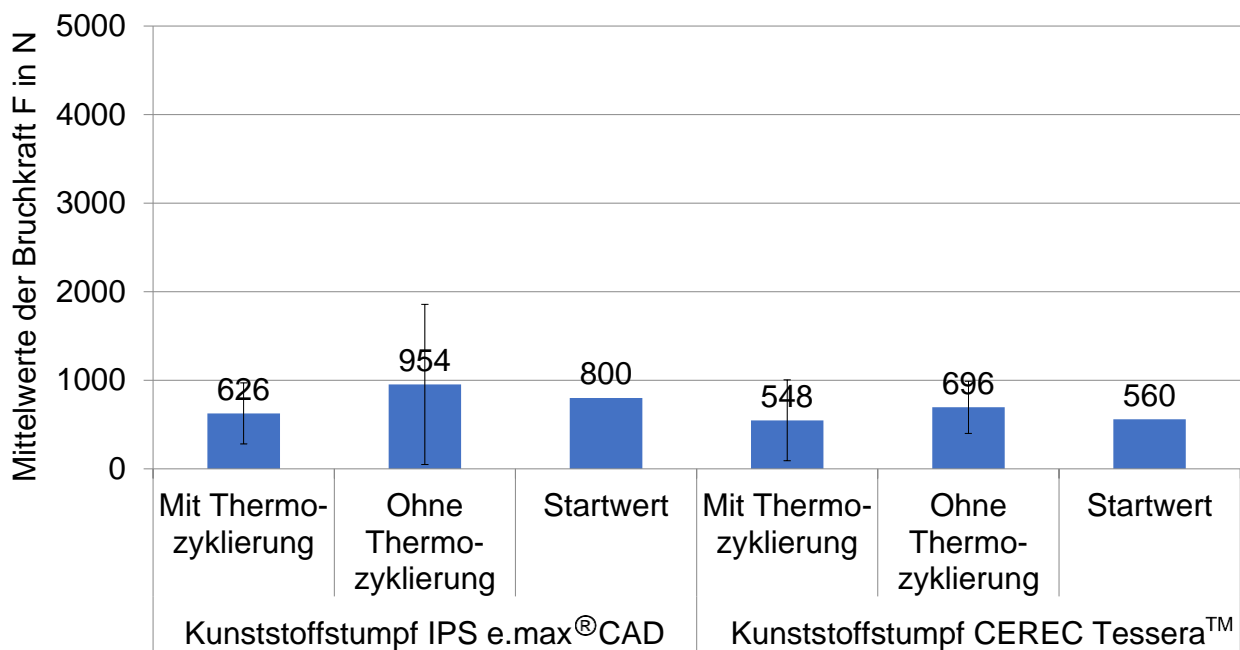
#### 3.1.2.1 Kunststoffstumpf – IPS e.max<sup>®</sup> CAD

Bei der Thermozyklisierung der IPS e.max<sup>®</sup> CAD - Kronen auf Kunststoffstümpfen kam es zur Dezementierung der Proben K1 (Abb. 13) und K2. Aufgrund der fehlenden Aussagekraft dieser Gruppe wurden drei weitere entsprechende Proben einer Thermozyklisierung unterzogen (K1n-K3n). Auch dabei kam es zu einer Dezementierung (K3n). Zwei Proben dieser neuen Gruppe blieben intakt, sodass der statische Vorversuch für Kunststoffstumpf - IPS e.max<sup>®</sup> CAD - mit Thermozyklisierung regelrecht durchgeführt werden konnte (K1n, K2n, K3). Dabei kam es zu Bruchlasten von 639 N (K1n), 587 N (K2n) und 653 N (K3). Der Mittelwert lag bei 626 ( $\pm$  35) N.

In der Gruppe Kunststoffstumpf – IPS e.max<sup>®</sup> CAD – ohne Thermozyklisierung brach Probe K4 bei 844 N, Probe K5 bei 1040 N und Probe K6 bei 977 N. Daraus resultierte eine Bruchlast von 954 ( $\pm$ 100) N und ein Startwert von 800 N für die Dauerlastversuche (Abb. 14).



**Abb. 13:** Probe K1 nach Thermozyklierung. Im Rahmen der Thermozyklierung kam es zu einer Dezentementierung. Auf dem Bild ist deutlich zu sehen, dass der Befestigungskunststoff überwiegend auf dem Stumpf haftet. Am zervikalen Rand ist zu sehen, wie er sich leicht vom Stumpf löst.



**Abb. 14:** Ergebnisse der statischen Vorversuche für die Kunststoffstümpfe mit Startwert für die Dauerlastuntersuchungen (n = 3 pro Versuchsgruppe).

### 3.1.2.2 Kunststoffstumpf – CEREC Tessera™

In der Gruppe Kunststoffstumpf – CEREC Tessera™ – mit Thermozyklisierung kam es nicht zu einer Dezementierung. Die Bruchlasten lagen bei 401 N (K21), 651 N (K22), und 592 N (K23). Daraus resultierte ein Mittelwert von 548 ( $\pm 131$ ) N.

Die Bruchlasten der Gruppe Kunststoffstumpf- CEREC Tessera™ - ohne Thermozyklisierung lagen bei 806 N (K24), 532 N (K25) und 749 N (K26). Der Mittelwert betrug 696 ( $\pm 145$ ) N, der Startwert für die Dauerlastversuche wurde auf 560 N festgelegt (Abb. 14).

### 3.1.3 Humane Stümpfe

#### 3.1.3.1 Humaner Stumpf – IPS e.max® CAD

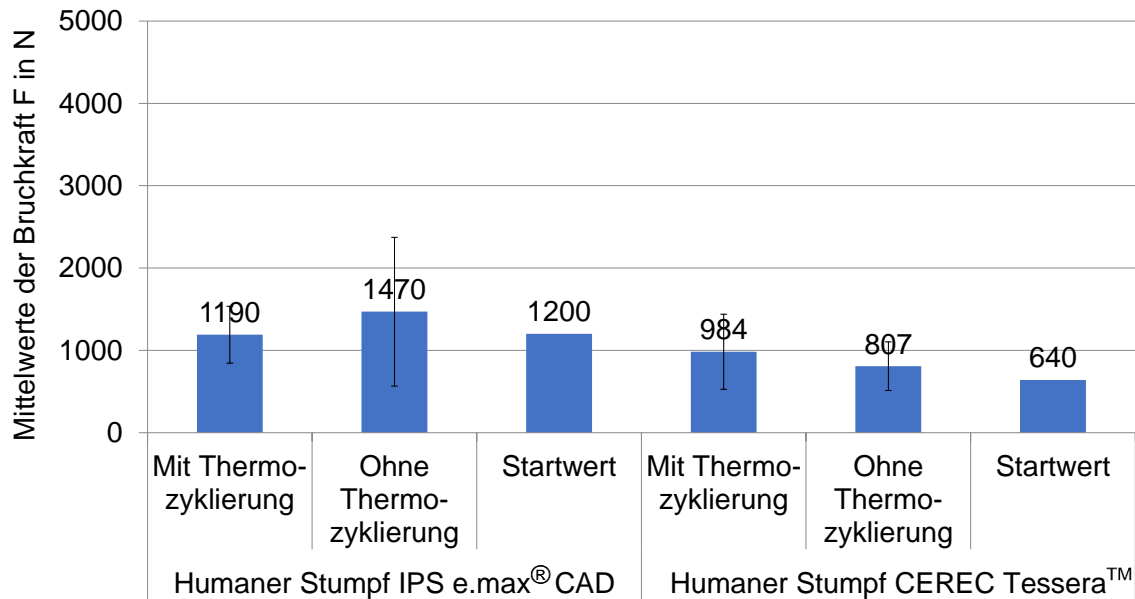
Die Gruppe humaner Stumpf – IPS e.max® CAD – mit Thermozyklisierung verzeichnete Bruchlasten von 1020 N (H1), 1080 N (H2) und 1470 N (H3). Daraus resultierte ein Mittelwert von 1190 ( $\pm 244$ ) N.

Die IPS e.max® CAD - Gruppe ohne Thermozyklisierung erzielte Bruchlasten von 1510 N (H4), 1520 N (H5) und 1380 N (H6). Daraus ließ sich ein Mittelwert von 1470 ( $\pm 78$ ) N errechnen, aus welchem ein Startwert von 1200 N resultierte (Abb.15).

#### 3.1.3.2 Humaner Stumpf – CEREC Tessera™

Die Bruchlasten der Gruppe humaner Stumpf – CEREC Tessera™ - mit Thermozyklisierung betragen 899 N (H21), 832 N (H22) und 1220 N (H23). Der entsprechende Mittelwert betrug 984 ( $\pm 207$ ) N.

In der Gruppe humaner Stumpf – CEREC Tessera™ – ohne Thermozyklisierung führten die statischen Vorversuche zu folgenden Bruchlasten: 613 N (H24), 1090 N (H25) und 718 N (H26). Mit einem Mittelwert von 807 ( $\pm 251$ ) N wurde ein Startwert von 640 N für diese Gruppe bestimmt (Abb. 15).



**Abb. 15:** Ergebnisse der statischen Vorversuche für die humanen Stümpfe mit Startwert für die Dauerlastuntersuchungen (n = 3 pro Versuchsgruppe).

## 3.2 Dauerlastversuche

In den Dauerlastversuchen wurden Proben, bei denen nur der Stumpf gebrochen ist, nicht gewertet. Bei Proben, bei denen sowohl Stumpf als auch Krone beschädigt wurden, wurde das Bruchmuster der Krone gewertet. Im Folgenden werden die Ergebnisse exemplarisch anhand von Fotos der Proben erläutert, die Verteilung des Bruchmusters innerhalb der jeweiligen Prüfgruppe abgebildet und in Wöhler-Kurven dargestellt.

### 3.2.1 Metallstümpfe

#### 3.2.1.1 Metallstumpf – IPS e.max® CAD

Die statische Bruchlast für diese Gruppe betrug 3000 N. Bei 80 % (2400 N) der statischen Bruchlast kam es beim Einschwingen zum Bruch der Krone. In der Auswertung werden diese Proben mit 10 überstandenen Zyklen mit einbezogen. Bei 1800 N (60 %) kam es bei M11 zunächst zu Positionierungsschwierigkeiten. Nach dem dritten Start brach die Krone nach zwei Zyklen (Abb.16).



**Abb. 16:** Probe M11 nach Dauerbelastung: Bei 1800 N kam es zunächst zu Startschwierigkeiten. Im ersten Anlauf rutschte der Druckstempel ab, der zweite Anlauf wurde wegen einer Grenzüberschreitung automatisch abgebrochen. Im dritten Anlauf brach die Krone nach zwei Zyklen.

Die zweite Probe dieser Kraftstufe brach nach 194 Zyklen (M8). Bei 40 % der statischen Bruchlast (1200 N) brach eine Krone nach 1052 Zyklen (M9), bei der Probe M12 wurde nach 1804 Zyklen ein Riss bemerkt (Abb. 17), bei M10 brach die Krone nach ca. 25000 Zyklen bei dieser Kraftstufe.



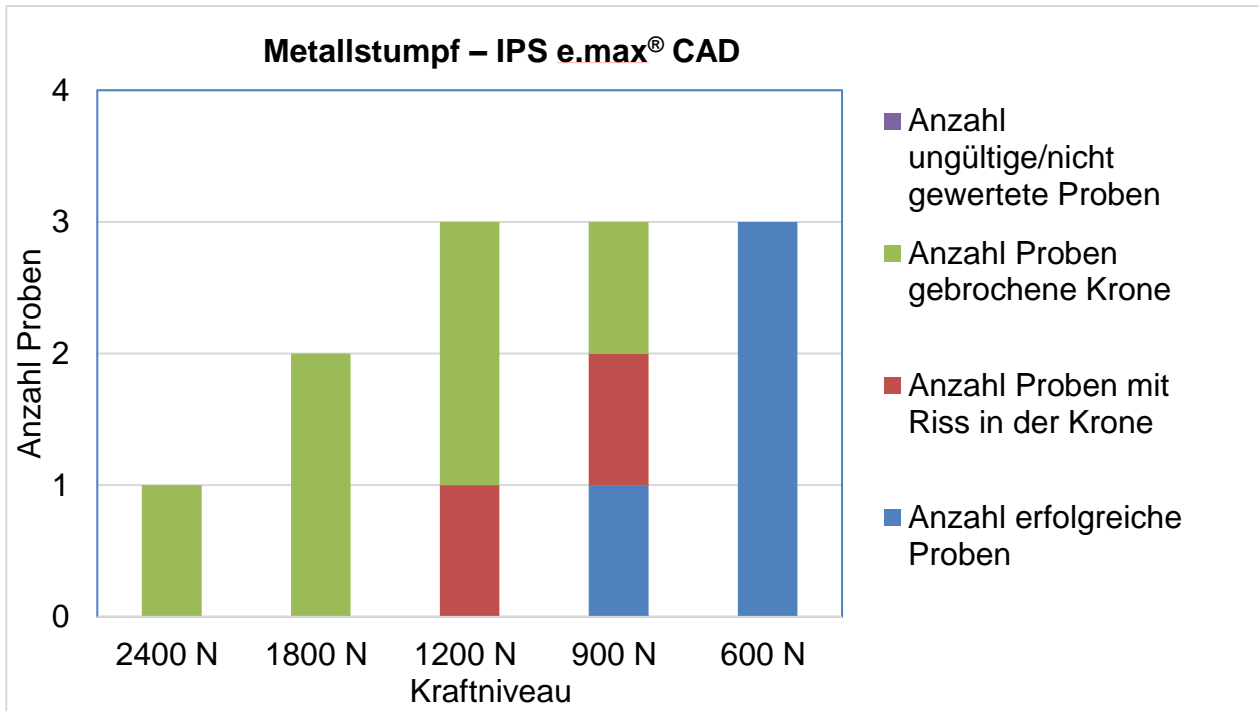
**Abb 17:** Probe M12 nach Dauerbelastung: Der Riss wurde bei 1804 Zyklen bemerkt. Auch im direkten Auflagebereich des Stempels zeigt sich eine deutliche Beschädigung der Krone.

Bei 900 N (30 %) überstand M13 die 2 Mio. Zyklen erfolgreich, bei M18 brach nach 3536 Zyklen die Krone, M14 hatte nach 1026544 Zyklen einen Riss in der Krone. Die Prüfung von M14 musste aus technischen Gründen zwischendurch unterbrochen werden und wurde anschließend wieder fortgesetzt. Die folgende Kraftstufe von 600 N (20 %) überstanden die drei Proben M15, M16 und M17 (Abb. 18, Abb. 19) unversehrt, sodass nach dem Wöhler-Verfahren eine Dauerfestigkeit zwischen 900 N und 600 N ermittelt wurde (Abb. 20).

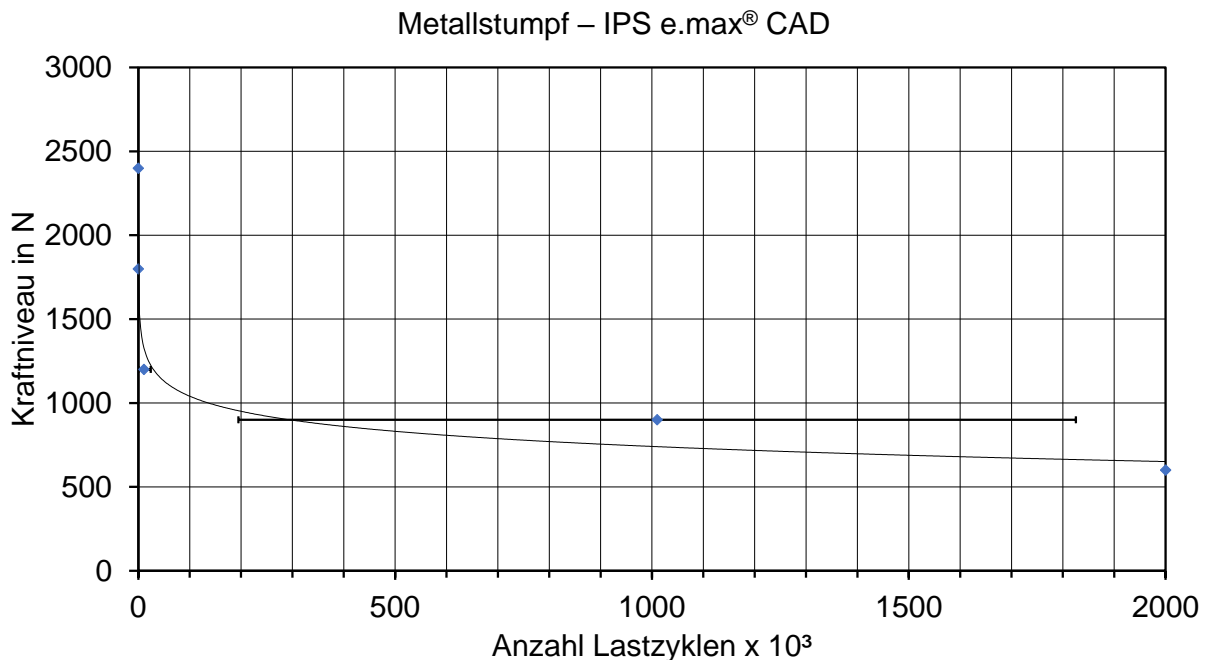


**Abb 18:** Probe M17 nach Dauerbelastung: Diese Probe überstand bei 600 N (20 %) 2 Mio. Zyklen erfolgreich. Im Auflagebereich des Druckstempels sind Abnutzungerscheinungen ersichtlich. Die Braunfärbung der Krone entstand durch Rostablagerungen des Druckstempels.





**Abb. 19:** Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Metallstumpf - IPS e.max® CAD (n = 12). Bei höheren Kräften brach die Krone, bei abnehmenden angewandten Kräften änderte sich das Bruchmuster hin zur Rissbildung in der Krone.



**Abb. 20:** Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Gruppe Metallstumpf – IPS e.max® CAD dargestellt in einer Wöhler-Kurve (n = 12). Zu Beginn fällt der Verlauf der Kurve stark ab und nähert sich mit abnehmender Belastung einem parallelen Verlauf zur Abszisse an.

### 3.2.1.2 Metallstumpf – CEREC Tessera™

Der Startwert für die Dauerlastuntersuchungen dieser Gruppe lag mit 80 % der statischen Bruchlast bei 2000 N. Dabei kam es beim Einschwingen zum Bruch der Krone (M27). Bei 60 % der statischen Bruchlast (1500 N) brach eine Krone nach 91 Zyklen (M28) und die andere beim Einschwingen (M36). Die Last wurde auf 1000 N verringert (40 % der statischen Bruchlast). Dabei frakturierte die Probe M31 nach ca. 400 Zyklen (Abb. 21), die andere nach 58 Zyklen (M29).



**Abb 21:** Probe M31 nach Dauerbelastung: Bei 1000 N (40 %) kam es nach ca. 400 Zyklen zum Bruch der Krone.

Bei 750 N (30 %) kam es beim zweiten Einstellversuch der Probe M34, nachdem der Druckstempel beim ersten Einschwingversuch abgerutscht war, zum Bruch der Krone. Diese Probe wurde nicht gewertet. M32 und M40 wiesen bei dieser Kraftstufe einen okklusalen Riss auf, der nach 2 Mio. Zyklen bemerkt wurde. Bei 20 % der statischen Bruchlast (500 N) überstand die Probe M35 die 2 Mio. Zyklen erfolgreich, bei den Proben M30 und M33 (Abb. 22) wurde nach 2 Mio. Zyklen ein Riss bemerkt. Anschließend wurde die Last auf 400 N reduziert. Die Proben M37 (Abb. 23) und M38 wurden bei dieser Kraft trotz geringer okklusaler Abnutzungserscheinungen als erfolgreich gewertet. M39 (Abb. 24) überstand 2 Mio. Zyklen komplett unbeschadet (Abb. 25). Die Dauerfestigkeit liegt unter diesen Bedingungen für die verwendeten Materialien zwischen 750 N und 500 N (Abb. 26).



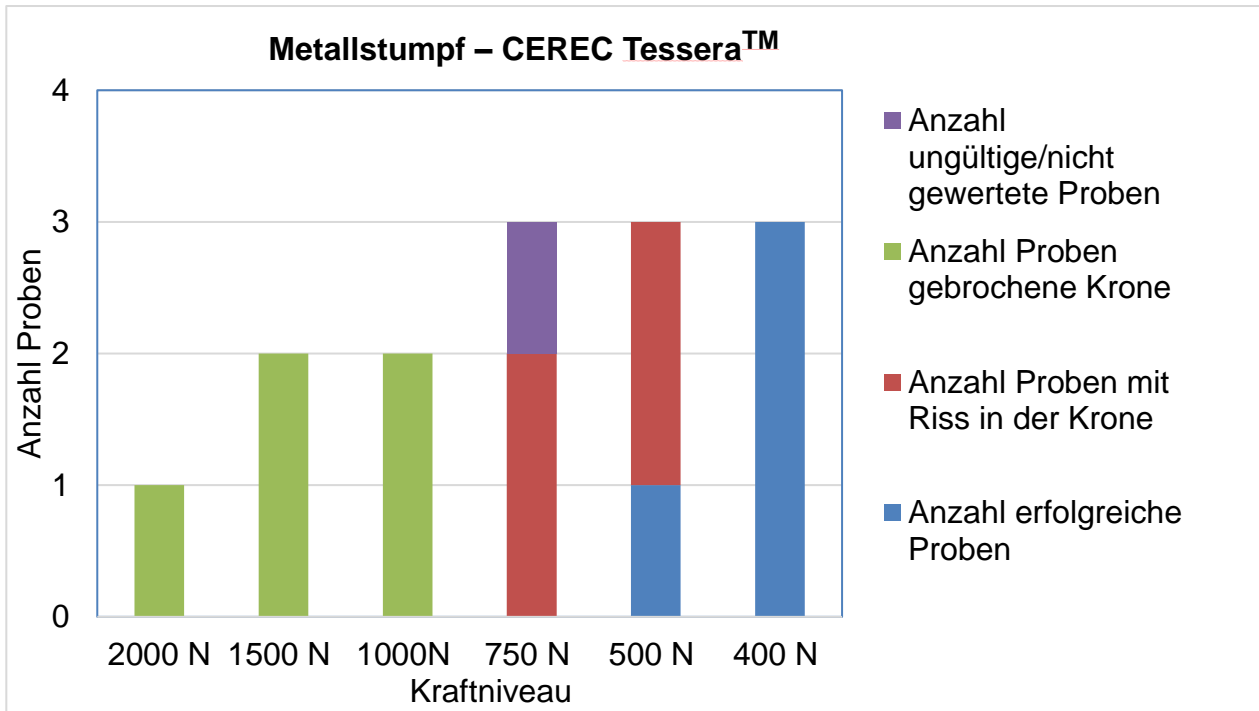
**Abb. 22:** Probe M33 nach Dauerbelastung: Bei 500 N (20 %) wurde, nachdem die Probe 2 Mio. Zyklen durchlaufen hatte, ein deutlicher, sich von okklusal auf die vestibulären Flächen ausbreitender, Riss bemerkt.



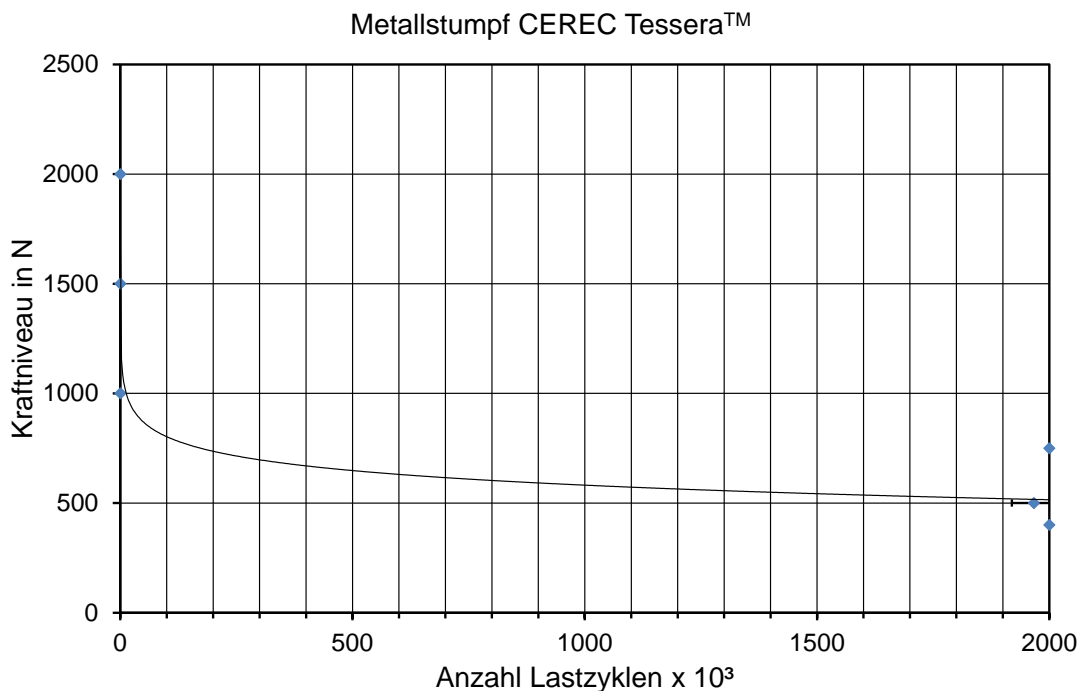
**Abb. 23:** Probe M37 nach Dauerbelastung: Nach 2 Mio. Zyklen bei 400 N wurde direkt vom Auflagebereich ausgehend ein kleiner Riss festgestellt. Da dieser Riss direkt vom Auflagebereich des Druckstempels ausgeht und sich nicht weiter ausgebreitet hat, wurde diese Probe als erfolgreich gewertet. Bei Probe M38 wurde ebenso verfahren.



**Abb. 24:** Probe M39 nach Dauerbelastung: Bei 400 N hat sie 2 Mio. Zyklen komplett unbeschadet überstanden.



**Abb. 25:** Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Metallstumpf – CEREC Tessera™ (n = 14). Bei einer Probe kam es beim Einstellen zum Bruch der Krone, sodass diese nicht gewertet werden konnte.

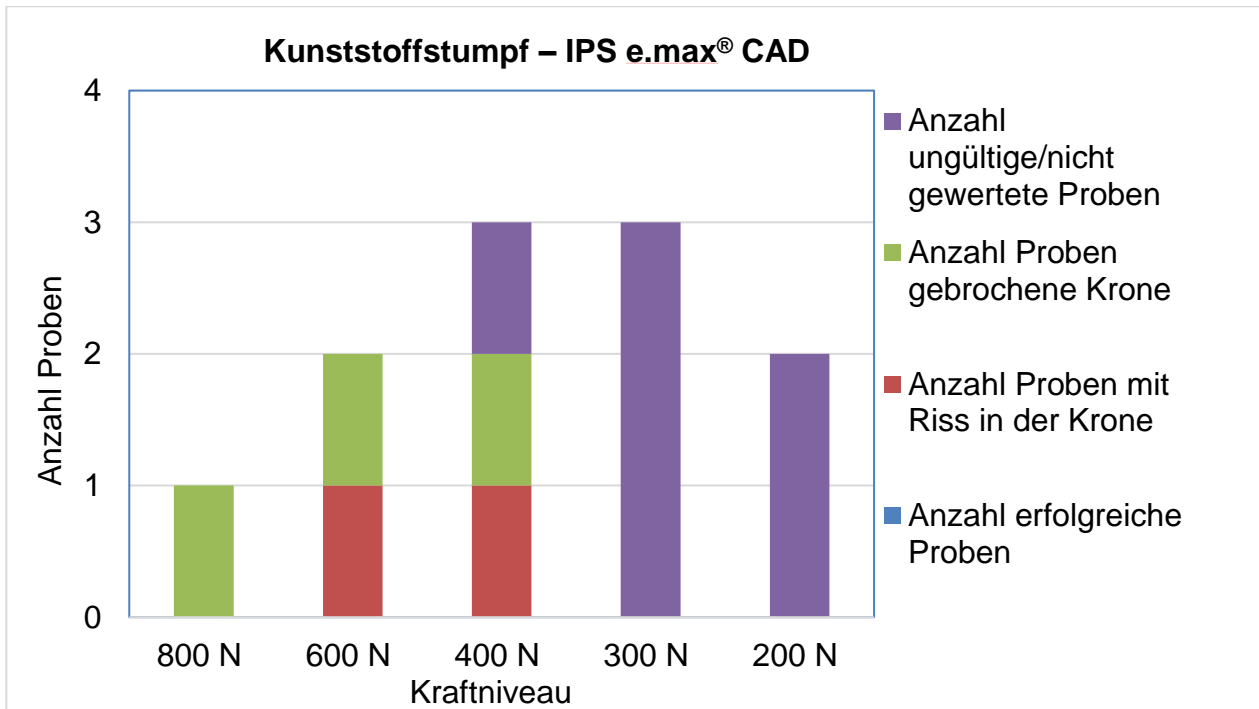


**Abb. 26:** Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Metallstumpf – CEREC Tessera™ dargestellt in einer Wöhler-Kurve (n = 13). Im Bereich der höheren verwendeten Kräfte zeigt die Kurve einen senkrechten Verlauf, der im Bereich zwischen 750 N und 500 N in eine Horizontale übergeht.

### 3.2.2 Kunststoffstümpfe

#### 3.2.2.1 Kunststoffstumpf – IPS e.max® CAD

Die statische Bruchlast für diese Gruppe betrug 1000 N, das überwiegende Bruchmuster zeichnete sich als Bruch des Stumpfes ab. Diese Proben konnten nicht in die Wertung zur Bestimmung der Dauerfestigkeit der Keramik mit einbezogen werden (Abb. 27).



**Abb. 27:** Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Kunststoffstumpf – IPS e.max® CAD (n = 11). Das überwiegende Bruchmuster ist ein Bruch des Stumpfes bei intakter Krone. Dementsprechend wurden diese Proben nicht zur Ermittlung der Dauerfestigkeit gewertet.

Für die 80 % - Kraftstufe wurde hier nur eine Probe ausgewählt, da es bei 800 N (80 %, K7, Abb. 28) bereits beim Einschwingen zum Bruch von Krone und Stumpf kam. Bei 600 N (60 %, K8) trat das gleiche Bruchmuster nach 440 Zyklen auf, nachdem sie aufgrund von Grenzüberschreitungen dreimal gestartet werden musste.

Eine weitere Probe dieser Kraftstufe (K16) wies nach ca. 1000 Zyklen einen Riss in der Krone auf. Bei 400 N (40 %) zeichnete sich ein heterogenes Bruchmuster der drei Proben ab: Bei der Probe K9 (Abb. 29) brach nach 102311 Zyklen der Stumpf zervikal ab, die Krone blieb intakt. Bei der Probe K15 (Abb. 30) zeichnete sich ein Riss in Stumpf und Krone ab (ca. 7000 Zyklen). Bei der Probe K10 brach die Krone nach 235880 Zyk-

len, im Stumpf war ein Riss sichtbar. Bei 300 N (30 %) brach bei den drei geprüften Proben der Stumpf ab, die Kronen blieben ganz. Bei K11 erfolgte dies nach 177999 Zyklen, bei K13 nach 14511 Zyklen, bei K17 nach 26268 Zyklen. Die Kraft wurde um weitere 100 N auf 200 N verringert. Auch hier brach der Stumpf, bei K12 nach 1247654 Zyklen, bei K14 nach 669902 Zyklen. Eine Dauerfestigkeit konnte bei dieser Materialkombination nicht festgestellt werden (Abb. 31).



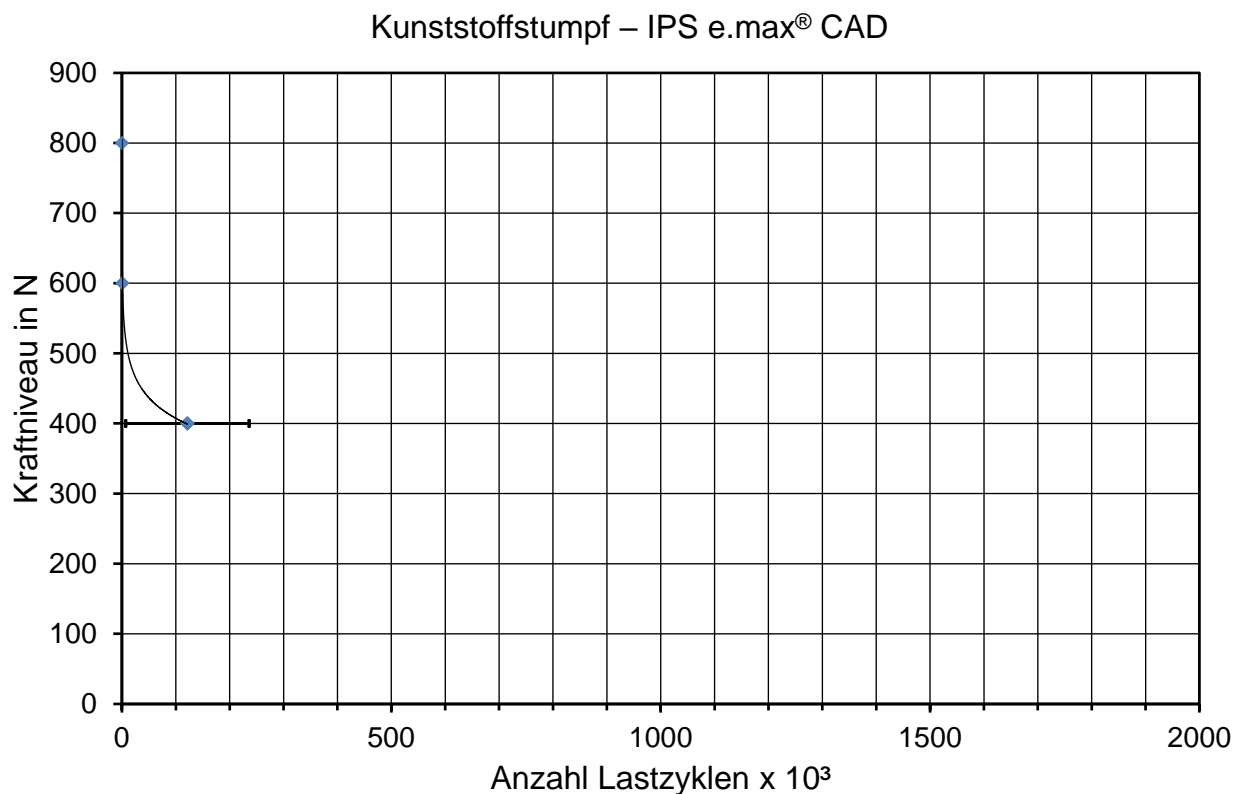
**Abb. 28:** Probe K7 nach Einschwingen: Bei einer Kraft von 800 N (80 %) kam es beim Einschwingen zum Bruch der Krone, sowie des darunterliegenden Stumpfes.



**Abb. 29:** Probe K9 nach Dauerbelastung: Bei einer Kraft von 400 N (40 %) blieb die Krone nach 102311 Zyklen intakt, der Stumpf ist zervikal abgebrochen.



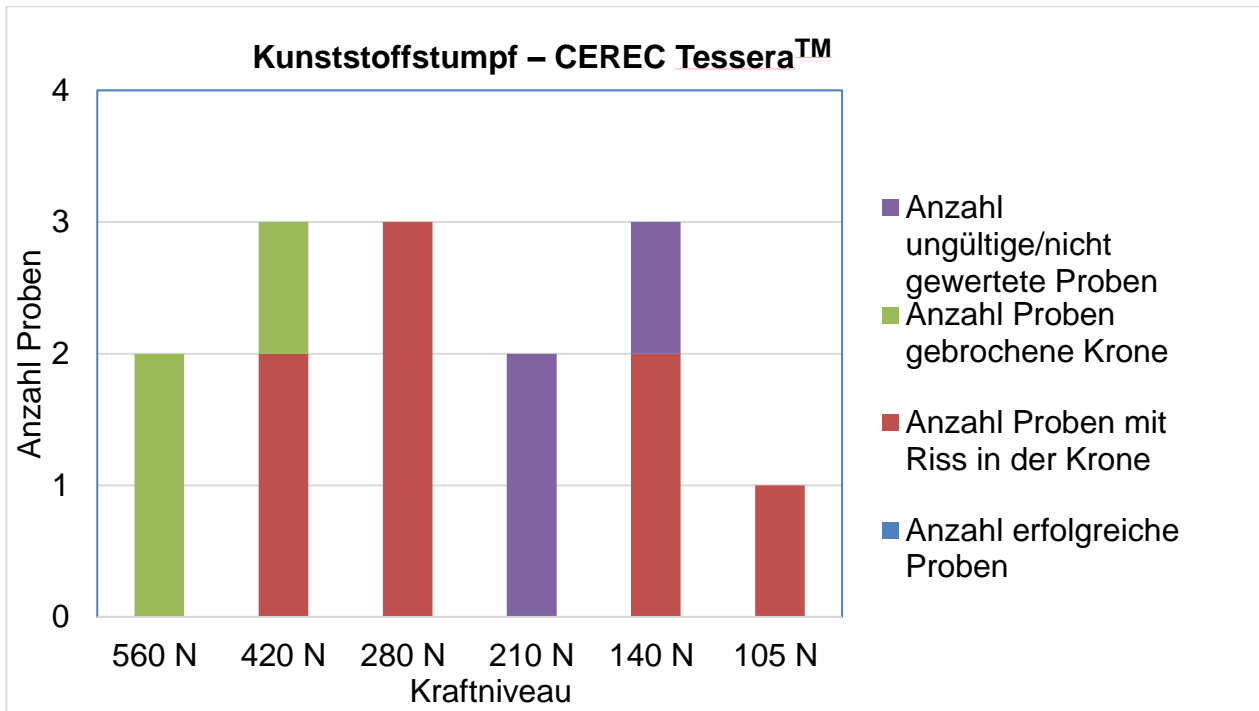
**Abb. 30:** Probe K15 nach Dauerbelastung: In der Krone zeichnet sich bei 400 N (40 %) ein deutlicher Riss in der Krone ab, der sich im Stumpf fortsetzt. Dieser wurde bei 15265 Zyklen bemerkt, fand jedoch laut Versuchsprotokoll bei ca. 7000 Zyklen statt.



**Abb. 31:** Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Kunststoffstumpf – IPS e.max® CAD dargestellt in einer Wöhler-Kurve (n = 5). Ein horizontaler Verlauf der Kurve und die damit korrelierende Dauerfestigkeit konnten nicht festgestellt werden, es liegt eine Zeitfestigkeit vor.

### 3.2.2.2 Kunststoffstumpf - CEREC Tessera™

In dieser Gruppe war die statische Bruchlast mit 700 N um 300 N niedriger als in der Kunststoffstumpf-IPS e.max® CAD-Gruppe. Dabei kam es hier hauptsächlich zur Rissbildungen in der Krone (Abb. 32).



**Abb. 32:** Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Kunststoffstumpf – CEREC Tessera™ (n = 14). In dieser Gruppe ist das überwiegende Bruchmuster ein Riss in der Krone.

Bei 560 N (80 %) kam es bei der Probe K32 beim Einschwingen zum Bruch der Krone und zur Rissbildung im Stumpf. Bei K27 (Abb. 33) kam es nach 1213 Zyklen zum Bruch der Krone. Bei den Proben, die mit 420 N (60 %) belastet wurden, zeigte sich bei zwei Proben ein Riss in der Krone (K28 unter 2854 Zyklen, Abb. 34, K36 unter 894 Zyklen), bei Probe K33 brach die Krone nach 179 Zyklen. Die Belastung mit 280 N (40 %) führte bei allen drei getesteten Proben zur Rissbildung in der Krone (K34 nach 2654 Zyklen, K37 wahrgenommen bei 208298, Rissbildung laut Protokoll bei ca. 132000 Zyklen, K29 bemerkt nach 4844 Zyklen). Die Probe K31 wies bei einer Belastung von 140 N (20%) nach ca. 1480000 Zyklen einen Riss in der Krone auf, bei K30 (Abb. 35) wurde einer nach 515962 Zyklen bemerkt (wahrscheinlich bei 400000 – 450000). Die Probe K38 wurde nach 26731 Zyklen gestoppt, weil die Dynamess Prüfmaschine die Prüfung we-



gen Grenzüberschreitungen wiederholt pausierte und dies zu keinem Ergebnis führte. Bei einer Dauerlast von 210 N (30%) zeichnete sich ein Frakturmuster ab, bei dem der Stumpf brach und die Krone intakt blieb (K39 ca. 937000 Zyklen, K40 1272652 Zyklen). Die Belastung wurde weiter auf 105 N (15 %) reduziert und führte hier zur Rissbildung in der Krone (K35, ca. 1627000 Zyklen). Eine Dauerfestigkeit wurde somit nicht festgestellt, es handelt sich um eine Zeitfestigkeit (Abb. 36).



**Abb. 33:** Probe K27 nach Dauerbelastung: Bei 560 N (80 %) brach die Krone nach 1213 Zyklen. Auch im Stumpf ist ein kleiner Riss zu verzeichnen.

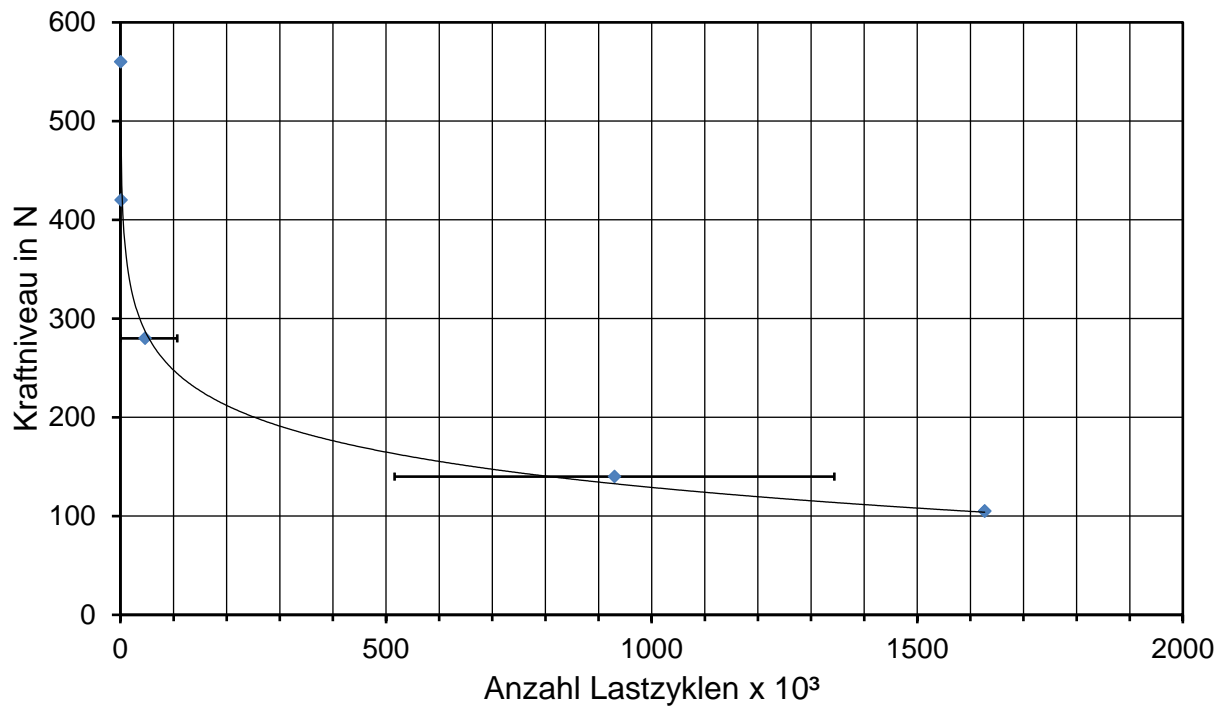


**Abb. 34:** Probe K28 nach Dauerbelastung: Hier (420 N, 60 %) kam es zu einer deutlichen Rissbildung in der Krone, die bei einer optischen Kontrolle nach 2854 Zyklen bemerkt wurde.



**Abb. 35:** Probe K30 nach Dauerbelastung: Bei 140 N (20%) wurde nach 515962 Zyklen ein Riss in der Krone bemerkt. Wahrscheinlich ist diese im Bereich zwischen 400000 und 450000 Zyklen aufgetreten.

#### Kunststoffstumpf - CEREC Tessera™

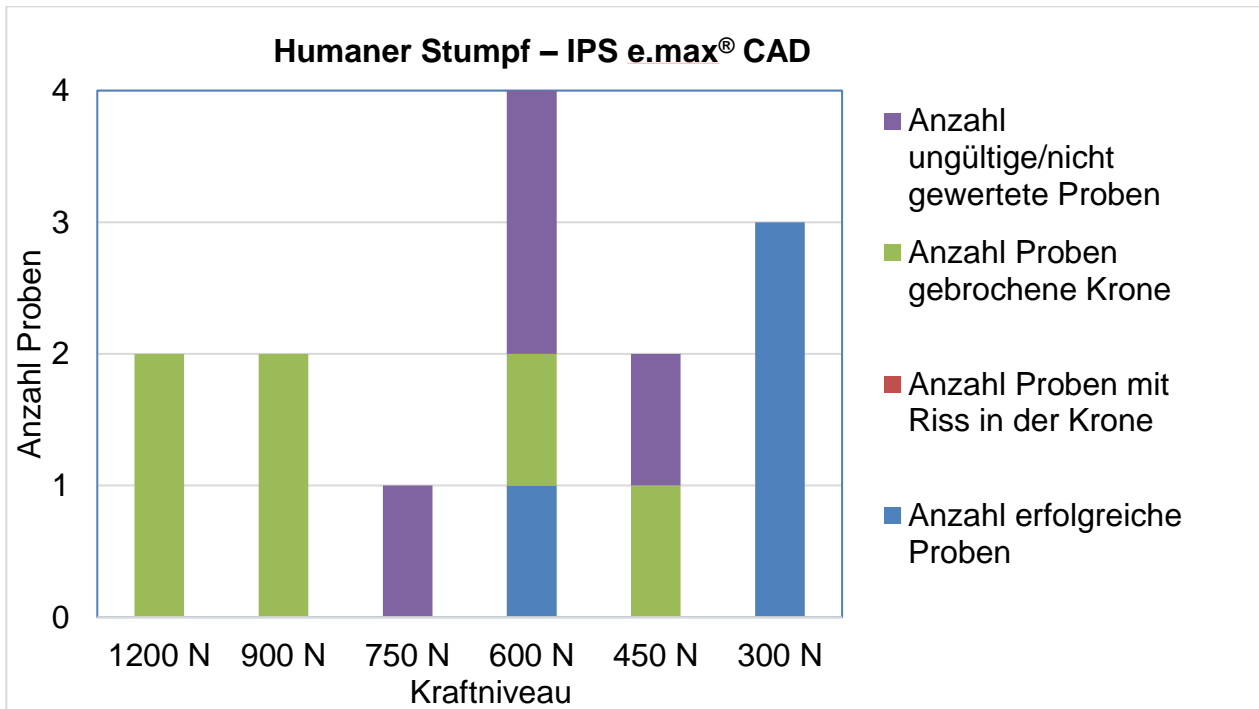


**Abb. 36:** Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Kunststoffstumpf - CEREC Tessera™ dargestellt in einer Wöhler-Kurve (n =11). Es zeigt sich kein horizontaler Verlauf der Wöhler-Kurve, eine Dauerfestigkeit konnte nicht bestimmt werden. Es liegt eine Zeitfestigkeit vor.

### 3.2.3 Humane Stümpfe

#### 3.2.3.1 Humaner Stumpf – IPS e.max® CAD

Ausgehend von einer statischen Bruchlast von 1500 N kam es bei 1200 N (80 %) bei beiden Proben zum Bruch der Krone (H7 nach 326 Zyklen, H11 beim Einschwingen, Abb. 37).



**Abb. 37:** Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Humaner Stumpf – IPS e.max® CAD (n = 14). Die hier nicht gewerteten Proben sind unter anderem auf ungeeignete Kronen- und Wurzelmorphologien zurückzuführen.

Gleiches zeichnete sich bei 900 N (60 %) ab (H8 nach 371 Zyklen, Abb. 38, H14 nach 186 Zyklen). Nachdem eine Probe bei 600 N (40 %) die zwei Millionen Zyklen überstand (H9, Abb. 39) und eine andere (H12) nach 887 Zyklen einen Kronenbruch aufwies sowie bei einer weiteren die Wurzel brach (H17) und nicht gewertet werden konnte, wurde eine Probe mit 50 % der statischen Bruchlast (750 N) belastet. Hierbei kam es, nachdem der Druckstempel mehrmals abrutschte, nach 426 Zyklen zur Wurzelfraktur (H10, Abb. 40). Diese Probe wurde ebenfalls nicht gewertet. In Anbetracht der begrenzten Probenzahl wurde nun mit 450 N (H15, 30 %) fortgefahren. Dabei kam es nach 853581 Zyklen zum Bruch der Krone. Bei der gleichen Kraft brach die Wurzel von H20 nach 603480 Zyklen.

Bei 300 N (20 %) überstanden H13, H16 und H19 die 2 Mio. Zyklen unversehrt. Die Probe H18 kann nicht gewertet werden, da diese durch den Einrichtbetrieb der DYNAMESS beschädigt wurde. Die Dauerfestigkeit liegt für diese Versuchsbedingungen zwischen 450 N und 300 N (Abb. 41).



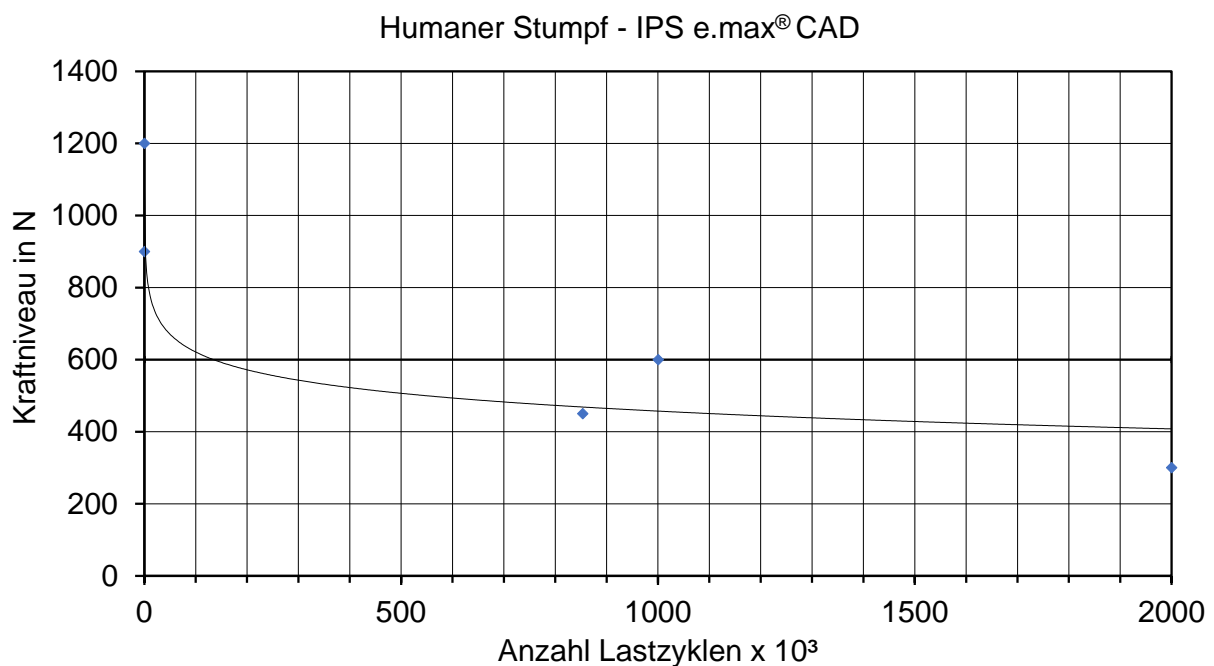
**Abb. 38:** Probe H8 nach Dauerbelastung: Bei 900 N (60 %) kam es nach 371 Zyklen zum Bruch der Krone.



**Abb. 39:** Probe H9 nach Dauerbelastung: Bei 600 N (40 %) konnte diese Probe die 2 Mio. Zyklen unbeschädigt durchlaufen.



**Abb. 40:** Probe H10 nach Dauerbelastung: Bei diesem Oberkiefermolaren war die Positionierung des Druckstempels problematisch. Insgesamt musste die Probe viermal gestartet und umpositioniert werden. Im vierten Versuch kam es nach insgesamt 426 Zyklen zur Fraktur der Wurzel.



**Abb. 41:** Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Humaner Stumpf - IPS e.max<sup>®</sup> CAD dargestellt in einer Wöhler-Kurve (n = 10). Zwischen 450 N und 300 N nimmt die Wöhler-Kurve einen horizontalen Verlauf an.

### 3.2.3.2 Humaner Stumpf – CEREC Tessera™

Die erste Kraftstufe mit 80% der statischen Bruchlast ausgehend von 800 N betrug 640 N. Dabei kam es bei einer Probe zu Schwierigkeiten beim Positionieren, da es sich um einen Oberkiefermolaren handelte (H33). Nachdem es beim ersten Anlauf, bei dem die bukkale Kronenfläche nach unten geneigt war, zu einem Abrutschen des Druckstempels kam, wurde die Krone um 45 ° nach mesiopalatinal rotiert. Anschließend kam es zum Bruch der Krone beim Einschwingen. Die zweite Probe dieser Kraftstufe (H39) wies nach ca. 7300 Zyklen einen Riss in der Krone auf. Auch bei der nächsten Kraftstufe (480 N, 60 %) musste die Probe in einem zweiten Anlauf neu positioniert werden (H28, Abb. 42). Nach 3050 Zyklen kam es zum Bruch dieser Krone. Die zweite Probe dieser Kraftstufe (H36) frakturierte nach 115961 Zyklen. Zwei Proben wurden unter einer Dauerlast von 400 N (50 %) geprüft. H38 zeigte nach anfänglichen Positionierungsschwierigkeiten nach 849562 Zyklen einen Riss in der Krone, bei H35 wurde erst nach 2 Mio. Zyklen ein kleiner Riss bemerkt. Bei 320 N (40 %) überstanden zwei Proben (H27, Abb. 43, H30) die zwei Millionen Zyklen. Bei der dritten Probe dieser Stufe (H32) brach die Krone nach 1915364 Zyklen. Anschließend wurde mit 30 % der Bruchlast (240 N) fortgefahren.

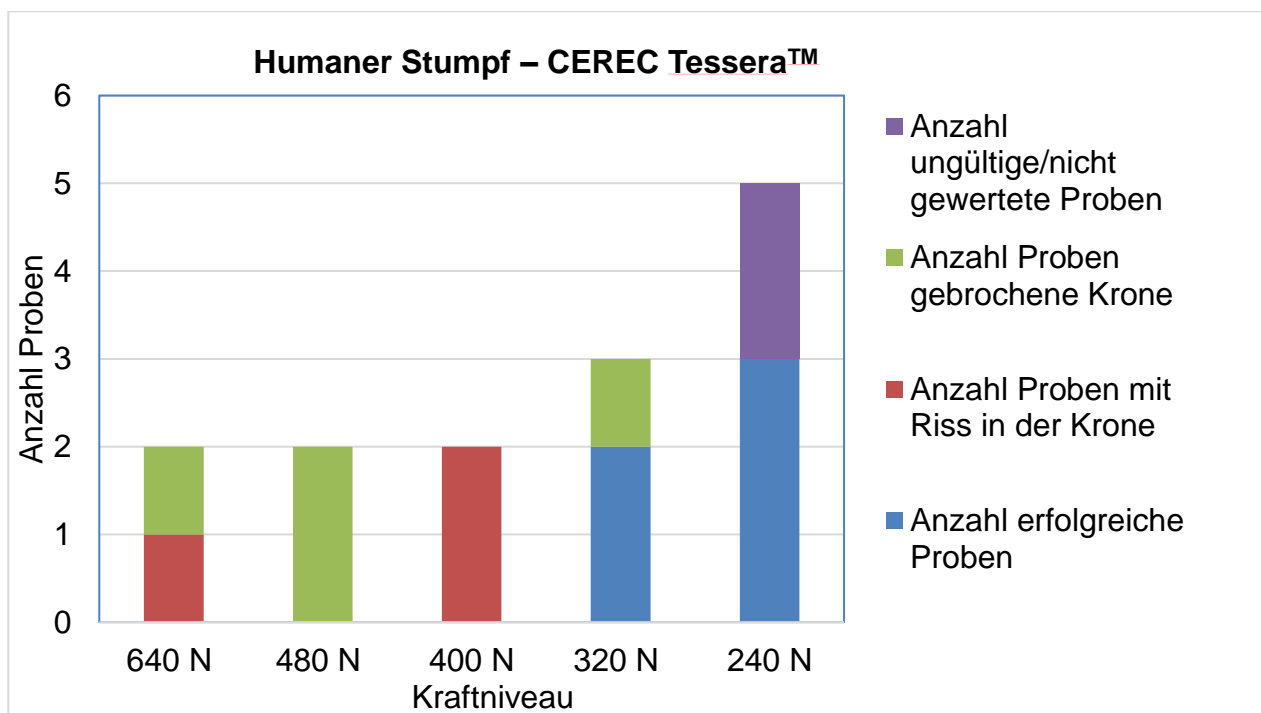


**Abb. 42:** Probe H28 nach Dauerbelastung: Hier kam es nach anfänglichen Positionierungsschwierigkeiten bei 480 N (60 %) nach 3050 Zyklen zum Bruch der Krone. Durch eine Reaktion des Kupfers ist eine deutlich sichtbare grün-bläuliche Verfärbung auf dem Zahn entstanden.



**Abb. 43:** Probe H27 nach Dauerbelastung: Bei 320 N (40 %) überstand sie die 2 Mio. Zyklen unbeschadet. Auch hier wurden die okklusalen Abnutzungserscheinungen im Auflagebereich des Druckstempels vernachlässigt.

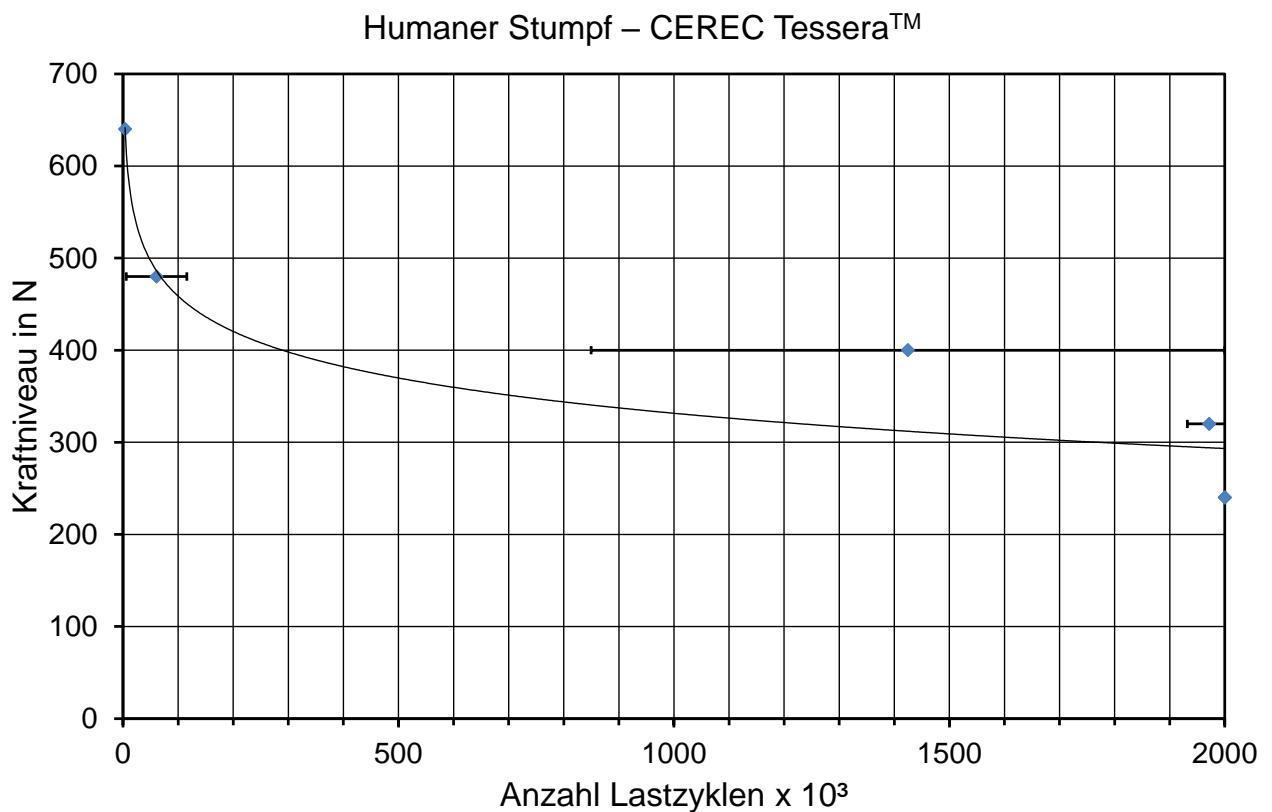
Drei Proben (H29, H31, H34) überstanden die zwei Mio. Zyklen bei 240 N erfolgreich (Abb. 44). Zwei zuvor getestete Proben wurden der Wertung entzogen: Bei einer Probe (H40, Abb. 45) kam es nach 60011 Zyklen zu einer Wurzelfraktur, bei H37 ließ sich der Druckstempel nicht positionieren. Auf der Wöhler-Kurve lässt sich das Ergebnis mit einer Dauerfestigkeit im Bereich zwischen 320 N und 240 N ablesen (Abb. 46).



**Abb. 44:** Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Humaner Stumpf – CEREC Tessera™ (n = 14). Auch hier kam es aufgrund der unterschiedlichen Kronen- und Wurzelmorphologien zu Positionierungsschwierigkeiten, so dass dieser Versuch abgebrochen und nicht gewertet wurde. Bei der zweiten nicht gewerteten Probe brach die Wurzel.



**Abb. 45:** Probe H40 nach Dauerbelastung: nach 60011 Zyklen frakturierte die Wurzel. Diese Probe wurde daher von der Wertung ausgeschlossen.

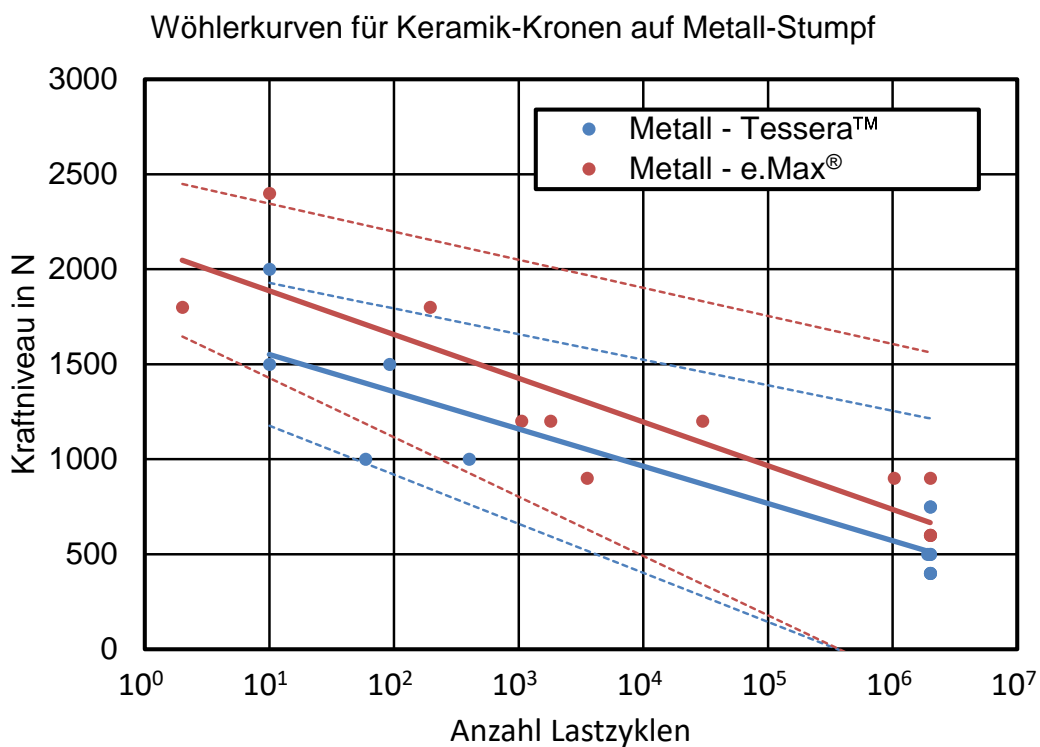


**Abb. 46:** Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Humaner Stumpf - CEREC Tessera™ dargestellt in einer Wöhler-Kurve ( $n = 12$ ). Zwischen 320 N und 240 N nimmt die Kurve einen horizontalen Verlauf.

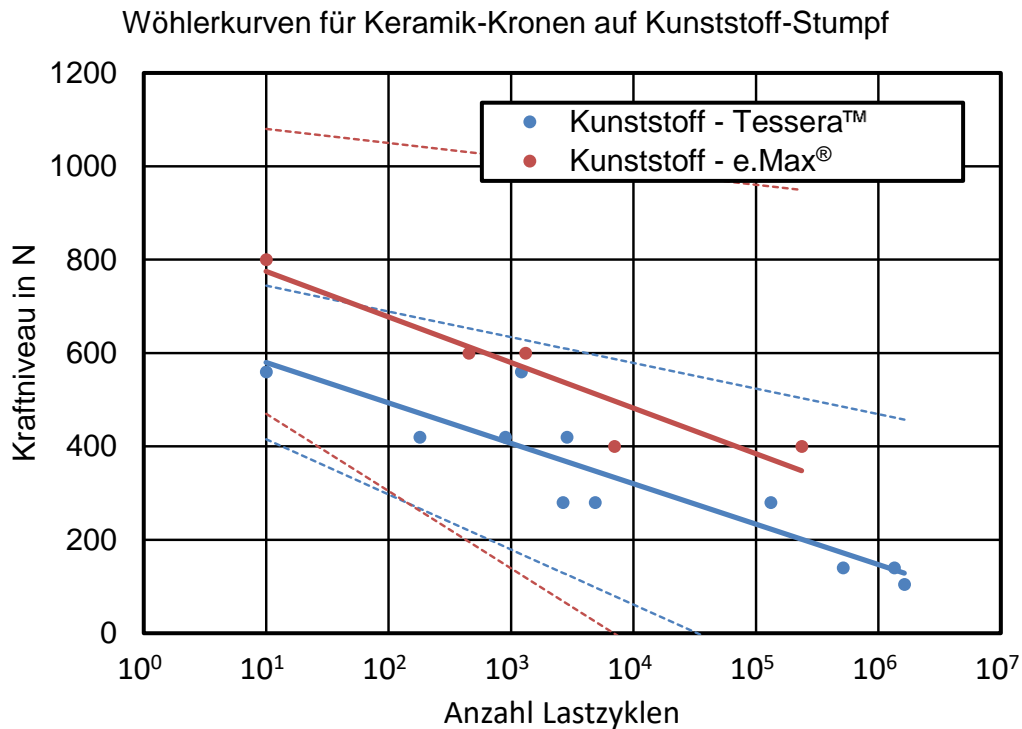


### 3.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse

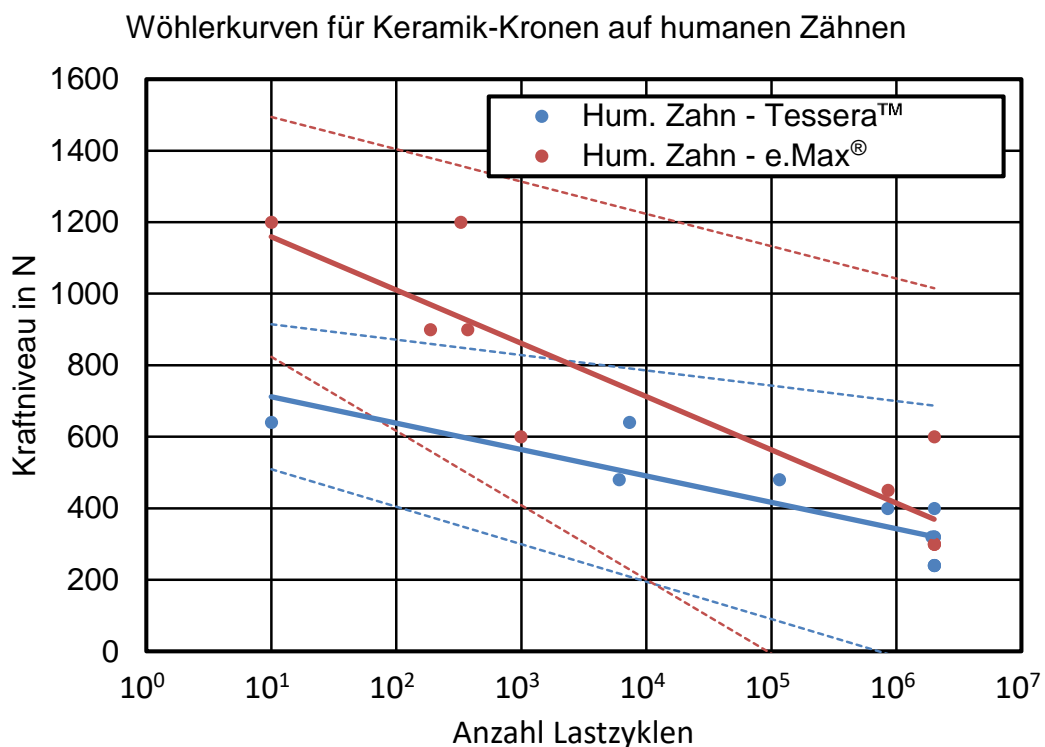
Zur statistischen Analyse der Ergebnisse wurden die Wöhler-Kurven linearisiert, um den näherungsweise exponentiellen Zusammenhang zwischen der Kraft und der Zahl der überlebten Zyklen zu berücksichtigen (DIN EN ISO 14801:2008-02, 2008). Pro Stumpfmaterial erfolgte die Darstellung in einem Diagramm (Abb. 47 bis 49). In dieser Darstellung werden aus den ursprünglich exponentialen Trendlinien Geraden, deren Gleichung in der Form  $y=mx+n$  (mit der Steigung  $m$  und dem Achsenabschnitt  $n$ ) mittels linearer Regression bestimmt werden kann. Dabei sollte der Achsenabschnitt in etwa der Kraft entsprechen, bei der die Proben im Vorversuch bei der statischen Belastung gebrochen sind. Der Bruch im Vorversuch entspricht einem Bruch im ersten Lastzyklus.



**Abb. 47:** Wöhlerkurven für Keramikkrone auf Metallstumpf ( $n$  (Metall – Tessera™) = 13,  $n$  (Metall - IPS e.max® CAD) = 12). Die durchgehenden Geraden stellen die linearisierten Wöhler-Kurven dar, die gestrichelten Linien grenzen die Konfidenz-Intervalle ein. Die Punkte stellen die einzelnen Messwerte dar.



**Abb. 48:** Wöhler-Kurven für Keramikkrone auf Kunststoff-Stumpf ( $n$  (Kunststoff – Tessera™) = 11,  $n$  (Kunststoff - IPS e.max® CAD) = 5). Die durchgehenden Geraden stellen die linearisierten Wöhler-Kurven dar.



**Abb. 49:** Wöhler-Kurven für Keramikkrone auf humanen Zähnen ( $n$  (humaner Zahn – Tessera™) = 12,  $n$  (humaner Zahn - IPS e.max® CAD) = 10). Die durchgehenden Geraden stellen die linearisierten Wöhler-Kurven dar.

Da die Datenpunkte der Durchläufer kein Versagen der Proben darstellen, kann die Berücksichtigung der Durchläufer die Auswertung beeinflussen. Daher wurden die Regressionsgeraden einmal mit und einmal ohne Durchläufer bestimmt. Die dazugehörigen Steigungen und Achsenabschnitte sind in Tab. 6 und 7 dargestellt. Zur Veranschaulichung, ob sich die Dauerfestigkeiten der verschiedenen Materialkombinationen signifikant unterscheiden, wurden Balkendiagramme erstellt, in denen alle Steigungen und 95%-Konfidenzintervalle und Achsenabschnitte ablesbar sind (Abb. 50, 51).

**Tab. 6:** Steigung und 95% Konfidenzintervall aller sechs Materialkombinationen. Die Steigung wurde jeweils mit und ohne Einbezug der Durchläufer ermittelt.

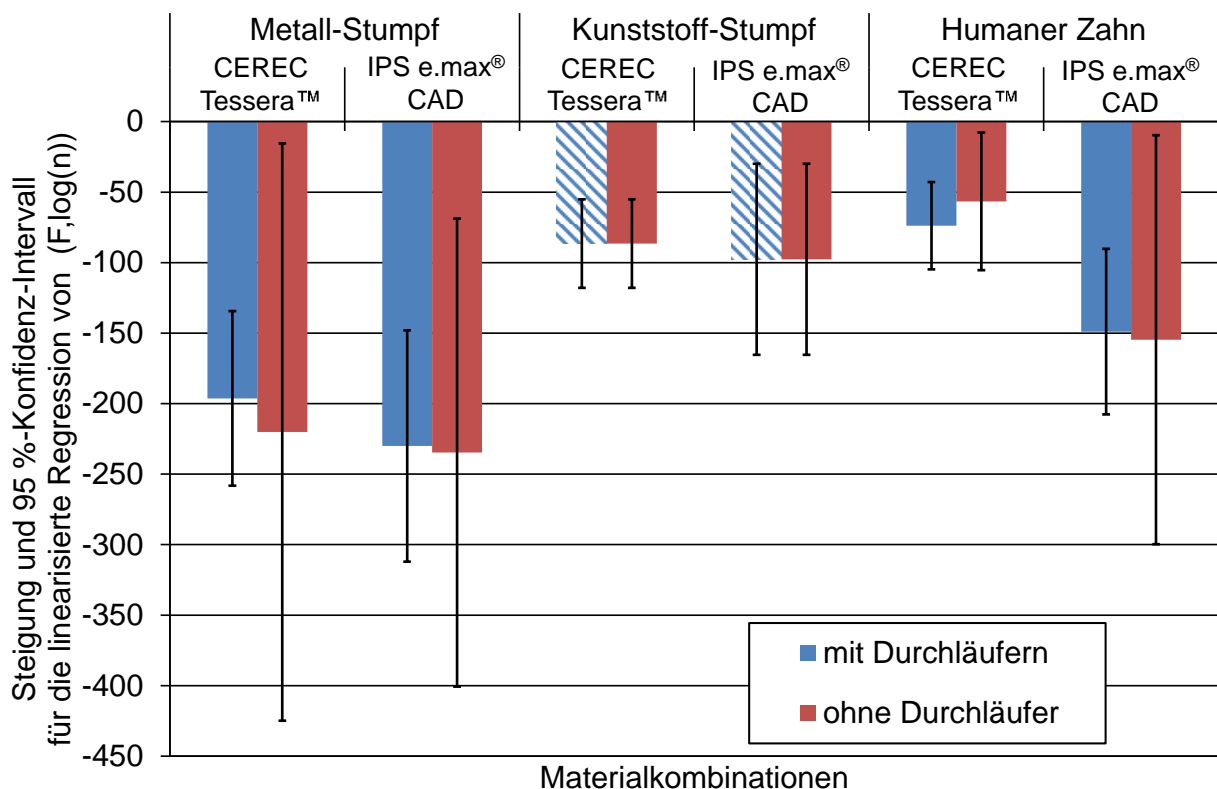
<b>Stumpf</b>	<b>Keramik</b>	<b>Steigung und 95%-Konfidenz-Intervall</b>	
		<b>mit Durchläufern</b>	<b>ohne Durchläufer</b>
Metall-	CEREC Tessera™	-196 (±62)	-220 (±205)
Stumpf	IPS e.max® CAD	-230 (±82)	-235 (±166)
Kunststoff-	CEREC Tessera™	-87 (±31)	-87 (±31)
Stumpf	IPS e.max® CAD	-98 (±68)	-98 (±68)
Humaner	CEREC Tessera™	-74 (±31)	-57 (±49)
Zahn	IPS e.max® CAD	-149 (±59)	-155 (±145)

**Tab. 7:** Achsenabschnitt (in N) und 95% Konfidenzintervall. Der Achsenabschnitt gibt die Kraft an, bei der die Probe bei einmaliger Belastung bricht und sollte mit den statischen Bruchlasten der Vorversuche übereinstimmen. Bei Metall-Cerrec Tessera™ weicht die statische Bruchlast mit 2480 (±295) N, vom ermittelten Achsenabschnitt ab, was auf die begrenzte Probenzahl zurückgeführt werden kann.

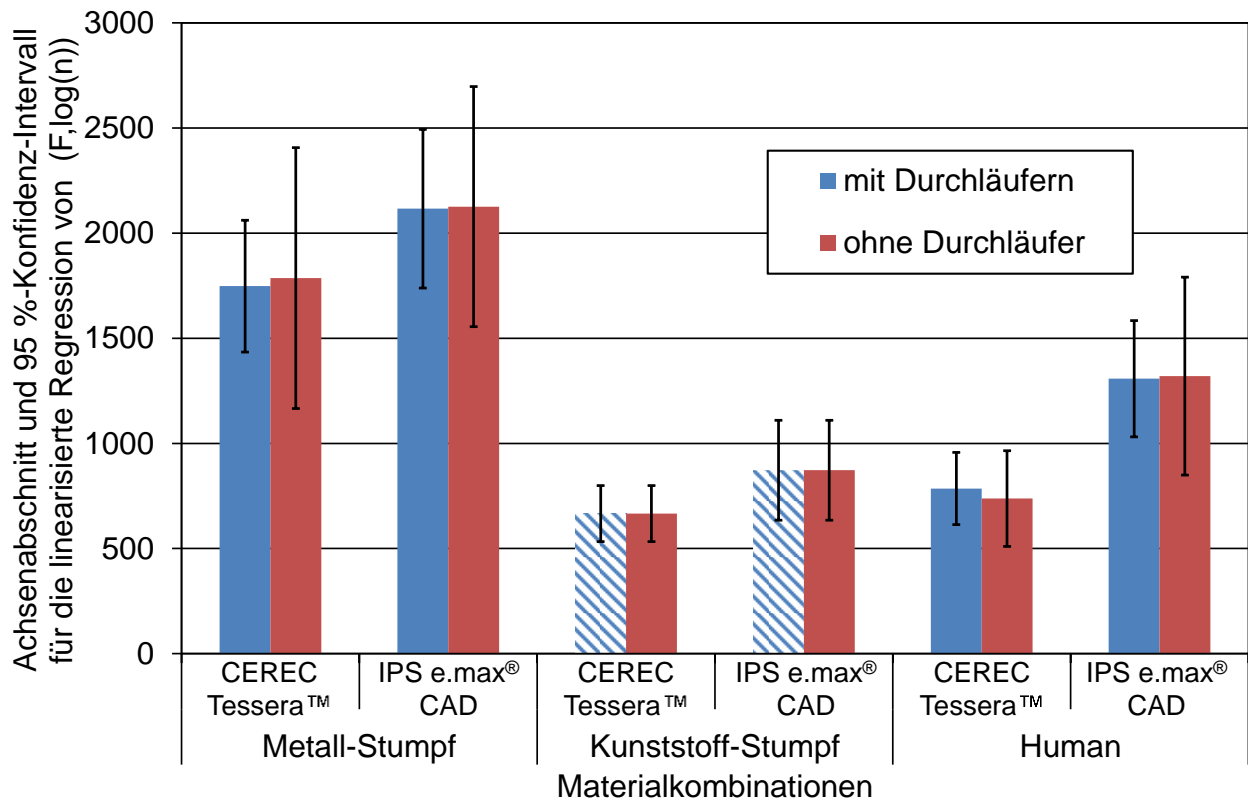
<b>Stumpf</b>	<b>Keramik</b>	<b>Achsenabschnitt und 95%-Konfidenz-Intervall</b>	
		<b>mit Durchläufern</b>	<b>ohne Durchläufer</b>
Metall-	CEREC Tessera™	1748 (±313)	1786 (±621)
Stumpf	IPS e.max® CAD	2117 (±377)	2126 (±571)
Kunststoff-	CEREC Tessera™	666 (±133)	666 (±133)
Stumpf	IPS e.max® CAD	872 (±237)	872 (±237)
Humaner	CEREC Tessera™	785 (±172)	738 (±228)
Zahn	IPS e.max® CAD	1308 (±276)	1321 (±471)

Der Vergleich zwischen den berechneten Parametern Steigung und Achsenabschnitt mit und ohne Durchläufer innerhalb jeder einzelnen Gruppe zeigt, dass sich in allen Grup-

pen die Konfidenzintervalle überlappen. Somit führte der Ausschluss der Durchläufer nicht zu statistisch signifikanten Änderungen der Ergebnisse. Innerhalb eines Stumpfmaterials führt die Verwendung beider Keramiken nicht zu signifikanten Veränderungen der Dauerfestigkeit. Innerhalb aller Cerec Tessera™- Proben führte kein Stumpfmaterial unter Ausschluss der Dauerläufer zu signifikanten Unterschieden. Beim Ausschluss der Durchläufer innerhalb der IPS e.max®- CAD - Gruppe lässt sich diese Aussage ebenfalls treffen. Auffällig ist, dass bei der nicht linearisierten Wöhler- Kurve (Metallstumpf – CEREC Tessera™, Abb. 26) die Dauerfestigkeit durch den horizontalen Verlauf der Kurve zwischen 750 N und 500 N bestimmt wurde, obwohl sie rechnerisch zwischen 400 N und 500 N liegt. Das liegt daran, dass bei den Stümpfen, die mit 500 N belastet wurden, die Risse bei den zwei nicht erfolgreichen Stümpfen erst nach 2 Mio. Zyklen festgestellt wurden und somit auch als Durchläufer in die Grafik mit einfließen. Auch durch den Ausschluss der Durchläufer ist dies nicht ersichtlich.



**Abb. 50:** Graphische Darstellung der Steigung und 95% Konfidenzintervall für die linearisierte Regression von  $(F, \log(n))$ ;  $n$  (Metall – Tessera™) = 13,  $n$  (Metall - IPS e.max® CAD) = 12,  $n$  (Kunststoff – Tessera™) = 11,  $n$  (Kunststoff - IPS e.max® CAD) = 5,  $n$  (humaner Zahn – Tessera™) = 12,  $n$  (humaner Zahn - IPS e.max® CAD) = 10). In den Fehlerbalken lassen sich die Konfidenzintervalle ablesen. Da es bei den Kunststoffstümpfen keine Durchläufer gab, wurden diese im Diagramm schraffiert.



**Abb. 51:** Achsenabschnitt und 95%-Konfidenz-Intervall für die linearisierte Regression von  $(F, \log(n))$ ;  $n$  (Metall – Tessera™) = 13,  $n$  (Metall - IPS e.max® CAD) = 12,  $n$  (Kunststoff – Tessera™) = 11,  $n$  (Kunststoff - IPS e.max® CAD) = 5,  $n$  (humaner Zahn – Tessera™) = 12,  $n$  (humaner Zahn - IPS e.max® CAD) = 10). Da es bei den Kunststoffstümpfen keine Durchläufer gab, wurden diese im Diagramm schraffiert.

## 4. Diskussion

### 4.1 Diskussion der verwendeten Materialien

Die unterschiedlichen Kronen- und Stumpfmaterialien führten bei ansonsten gleichen Versuchsbedingungen zu unterschiedlichen Versuchsverläufen.

#### 4.1.1 Kunststoffstümpfe

In der Gruppe Kunststoffstumpf - IPS e.max<sup>®</sup> CAD konnten die Kronen aufgrund eines Versagens der Stümpfe nicht auf eine Dauerfestigkeit hin geprüft werden. Bei den höheren Kraftstufen kam es sowohl zu einer Beschädigung der Krone als auch des Stumpfes, niedrigere Kräfte ab 300 N absteigend führten nur noch zum Bruch des Stumpfes, nicht aber der Krone. Der verwendete Kunststoff ist ursprünglich für die Herstellung von therapeutischen Schienen oder zur Herstellung von diagnostischen Hilfsmitteln gedacht. Bei diesem Material handelt es sich laut Nachfrage beim Hersteller um einen methacrylat-basierten Kunststoff, ähnlich den Kompositen. Eine genauere Auskunft wurde durch den Hersteller nicht erteilt. Die Biegefestigkeit liegt mit 75 MPa analog DIN EN ISO 20795-2 (Herstellerangabe) deutlich unter der von IPS e.max<sup>®</sup> CAD mit einer mittleren biaxialen Biegefestigkeit von 530 MPa über 10 Jahre (Herstellerangabe). Problematisch ist hierbei jedoch ein Vergleich, da dafür identische Versuchsaufbauten zur Ermittlung der Biegefestigkeiten vorliegen sollten. Eine zusätzliche Komponente, die zu einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften des Kunststoffs führt, ist, dass eine Lagerung der Stümpfe im Wasser zu einer Wasseraufnahme führt.

Eine Studie der Universität Regensburg von Weiser im Jahr 2010 kam zu dem Ergebnis, dass eine erhöhte Wasseraufnahme eines Kunststoffs zu einer geringeren Bruchfestigkeit führt. Dabei wurden ebenfalls drei verschiedene Stumpfmaterialien untersucht, jedoch allesamt aus Kunststoff, die eine unterschiedliche Wasseraufnahmefähigkeit aufweisen. Auf den Stümpfen wurde ein Zirkonoxid-Gerüst zementiert. Die Prüfkörper wurden unterschiedlichen Alterungsprozessen unterzogen: Es gab eine Kontrollgruppe, eine Gruppe, die bei 37 °C in destilliertem Wasser gelagert wurde, eine Gruppe wurde einer Thermozyklierung unterzogen, eine weitere einer rein mechanischen Wechsellast und eine andere einer mechanischen und thermischen Wechsellast. Wenn die Probekörper

die Alterungsprozesse überstanden, wurde anschließend die Bruchfestigkeit in einer Zwick Universalprüfmaschine (Zwick GmbH, Ulm) untersucht, welche zum oben genannten Ergebnis führte (Weiser, 2010).

Die Wasseraufnahme von V-Print® splint beträgt  $27,7 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  analog der DIN EN ISO 20795-2 (Herstellerangabe).

Zusätzlich lässt sich vermuten, dass die Grenzen zwischen den einzelnen Polymerisationsschichten Schwachstellen darstellen. Gojzweski et al. zeigten, dass verschiedene Bereiche einer Probe aus einem 3D-gedruckten Photopolymer unterschiedliche mechanische Eigenschaften aufweisen können. Dies sei auf unterschiedliche elastische Eigenschaften zurückzuführen, die aus der sauerstoffinhibierten Photopolymerisation zwischen den aufeinanderfolgenden gedruckten Schichten resultieren. Gleichzeitig weisen diese Bereiche aber die gleichen chemischen Eigenschaften auf (Gojzewski et al., 2020).

Außerdem ist zu erwähnen, dass es nur in der Gruppe IPS e.max® CAD – Kunststoff bei den statischen Vorversuchen zu einer Dezementierung der Kronen kam. Wenn der Grund hierfür auch die Wasseraufnahme wäre, so hätten vermutlich auch die Dauerlastversuche im  $37 \text{ }^\circ\text{C}$  warmen Wasser zu einer Dezementierung geführt. Naheliegend ist, dass Kronenmaterial und Kunststoffstumpf ein unterschiedliches Wärmeausdehnungsverhalten aufweisen, welches, durch den häufigen Temperaturwechsel bedingt, die Ablösung der Krone vom Stumpf bewirkte. Da jedoch keine Daten zur Wärmeausdehnung von V-print® Splint erhältlich sind, kann dazu keine genauere Aussage getroffen werden. Da es sich bei V-print® Splint um ein komposit-ähnliches Material handelt, besteht die Möglichkeit, sich an thermozyklischen Untersuchungen von Kompositen zu orientieren. Eine Studie der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg kam zu dem Ergebnis, dass eine Thermozyklisierung ein höheres Auftreten von Randspalten am Füllungsrand (humaner Zahn/Komposit) bewirkt (Hunecke, 2003). Das heißt, es besteht eine Schwachstelle im Zahn-Komposit-Verbund, ausgelöst durch die thermische Wechselbelastung. Ebenso könnte es sich bei den hier vorliegenden thermozyklischen Untersuchungen der Kombination Kunststoffstumpf – IPS e.max® CAD verhalten. Bei denjenigen Stümpfen, an denen eine Dezementierung stattgefunden hat, ist das Befestigungskomposit immer hauptsächlich am Stumpf geblieben und hat sich von der Keramik gelöst, was vermuten lässt, dass Kunststoffstumpf und Befestigungskomposit ein ähnliches Wärmeausdehnungsverhalten haben und die Keramik nicht. Laut Beipackzettel beträgt

der WAK von CEREC Tessera™  $9,8 \cdot 10^{-6}/K$  (25 – 500 °C) (Herstellerangabe) der von IPS e.max® CAD beträgt  $10,45 \pm 0,4 \cdot 10^{-6} /K$  (100-500°C) (Herstellerangabe).

Dass der Wärmeausdehnungskoeffizient in Bezug auf den Haftverbund unterschiedlicher Werkstoffe berücksichtigt werden sollte, zeigt sich auch in der Verblendmetallkeramik. Hier sollte der WAK der Verblendkeramik etwas geringer als der des Gerüstwerkstoffes sein, damit es beim Abkühlen der Schmelze zum Auftreten von Druckspannungen kommt, die die Keramik besser erträgt, als Zugspannungen (Reise, 2004; Marxkors et al., 2012).

Ankyu et al. stellten fest, dass eine thermische Belastung den Haftverbund von zwei verschiedenen Kronenmaterialien auf Kunststoffstümpfen schwächt. Es wurden sowohl Kunststoff-, als auch Keramikkronen auf Kunststoffstümpfen befestigt und einer mechanischen und thermischen Belastung unterzogen. Anschließend wurde ein Abzugversuch durchgeführt. Bei den Kunststoffkronen kam es zu einer signifikanten Verringerung der Haltekraft durch sowohl thermische als auch mechanische Belastung. Die der Glaskeramikkronen wurde hauptsächlich durch thermische Belastung verringert. Außerdem wurde herausgefunden, dass die Kunststoffkronen sich während der thermischen Belastung stärker verformten, als die Keramikkronen (Ankyu et al., 2018). Die unterschiedlichen Materialien weisen also auch in dieser Studie ein unterschiedliches Wärmeausdehnungsverhalten auf, was zu einem Ablösen der Kronen führt.

Dies erklärt aber trotzdem nicht, weshalb es in der Gruppe Kunststoffstumpf – CEREC Tessera™ zu keinem Ablösen der Kronen kam. Möglich ist aber auch, dass es sich hierbei, insbesondere in Anbetracht der kleinen Probekörperzahl, nur um einen Zufall handelt.

In der Gruppe CEREC Tessera™ - Kunststoffstumpf verhielt es sich so, dass die Belastung überwiegend zu Rissbildungen in der Krone führte. Die initiale Kraft war mit 560 N im Vergleich zur initialen Kraft von Kunststoff – IPS e.max® CAD (800 N) geringer gewählt. Kräfte bis 420 N führten noch teilweise zum vollständigen Bruch der Krone, teilweise inklusive Riss im Stumpf, niedrigere Kräfte führten nur noch zur Rissbildung in der Krone. Auch in der Gruppe Kunststoffstumpf- IPS e.max® CAD zeigte sich in diesem Kraftbereich eine Änderung des Bruchmusters. Kräfte über 400 N führten immer auch zu einer Beschädigung der Krone. Bei 400 N kam es sowohl zur Beschädigung von Krone und Stumpf als auch zum Bruch des Stumpfes bei intakter Krone.



Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass das verwendete Schienenmaterial nicht zur Herstellung von Stümpfen für die Prüfung einer Dauerfestigkeit von dentalen Keramikronen geeignet ist. Das heißt aber nicht, dass auch andere Kunststoffe oder Fertigungsmethoden für Kunststoffstümpfe für diese Zwecke ungeeignet sind. Beispielsweise wurden in der Studie von Katzenbach et al. mit Hilfe eines Tischfräsgerätes gefertigte PMMA-Stümpfe für Dauerlastuntersuchungen verwendet, die bei der Versuchsdurchführung nicht frakturierten. Es konnte eine Dauerfestigkeit der verwendeten Pekkton<sup>®</sup>-ivory-Kronen von 750 N auf diesen Stümpfen nachgewiesen werden (Katzenbach et al., 2021).

Berli et al. untersuchten verschiedene Kunststoffe als Schienenmaterial, darunter gefräste, gepresste und 3D-gedruckte Schienen mit dem Ergebnis, dass die 3D-gedruckten Kunststoffe im Vergleich zu den anderen geprüften eine höhere Löslichkeit und Wasseraufnahme aufweisen, die Härte und Biegefestigkeitswerte fallen hingegen geringer aus (Berli et al., 2020). Es lässt sich also vermuten, dass mit einem nicht 3D-gedruckten Kunststoff aussagekräftigere Ergebnisse hätten erzielt werden können.

#### 4.1.2 Metallstümpfe

Bei den Metallstümpfen kam es nicht zu einer Beschädigung des Stumpfes. Im Gegensatz zu den anderen Stumpfmaterialien war hier sogar eine Wiederverwendung der Stümpfe möglich.

Die Prüfung der Kronen auf Metallstümpfen führte zu einer Erhöhung der Dauerfestigkeit. Dentale Keramik und Zahnstumpf stabilisieren sich durch die adhäsive Befestigung gegenseitig (Rosentritt et al., 2018). Da ein Metallstumpf eine höhere mechanische Festigkeit als humane Zähne aufweist ist es naheliegend, dass das Zementieren auf solchen Stümpfen auch zu einer erhöhten Dauerfestigkeit der Keramik führt. Das zeigte sich auch in der Studie von Katzenbach et al., in der für die Pekkton<sup>®</sup>-ivory-Kronen auf Metallstumpf eine Dauerfestigkeit von 900 N ermittelt wurde. Die Dauerfestigkeit der Proben auf humanen Zähnen betrug 750 N und lag somit im Bereich der Dauerfestigkeit der Proben auf PMMA-Stümpfen (Katzenbach et al., 2021).

### 4.1.3 Humane Stümpfe

Bei beiden geprüften Kronenwerkstoffen auf humanen Stümpfen kam es in Einzelfällen zur Fraktur der Wurzel. Diese wurden nicht gewertet, sofern die Krone noch intakt war. Problematisch waren in dieser Gruppe die unterschiedlichen Kronenmorphologien, die eine geeignete Positionierung in der Prüfvorrichtung erschwerten. Teilweise ist der Druckstempel, insbesondere bei den Oberkiefermolaren, mehrmals abgerutscht und die Krone musste mehrmals gedreht und die Prüfung erneut gestartet werden, um eine geeignete Position zu finden. Insgesamt scheint es, dass für die ausgewählte Prüfposition Unterkiefermolaren besser geeignet sind. Dies könnte damit zusammenhängen, dass durch die Neigung der Probe insbesondere die tragenden, bukkalen Höcker der Unterkiefermolaren belastet wurden (Lehmann et al., 2012), außerdem ist somit die Kronenflucht entgegen der Belastungsrichtung des Stempels gerichtet. Der Druckstempel konnte gut in der zentralen Grube der Unterkiefermolaren positioniert werden. Bei den Oberkiefermolaren ist er häufig am größten, dem mesiopalatinalen Höcker (Lehmann et al., 2012) vorbeigerutscht.

## 4.2 Diskussion der Methodik

Die vorliegende Studie wurde in Anlehnung an die DIN EN ISO 14801:2008-02 durchgeführt. Diese ist für die dynamische Ermüdungsprüfung von dentalen endossalen Implantaten vorgesehen. Da keine Prüfvorschrift für dentale Keramiken auf Zahnstümpfen vorliegt, musste auf diese in modifizierter Weise zurückgegriffen werden. Die vorgenommenen Änderungen wurden bereits erörtert.

Problematisch war jedoch die Durchführung der Prüfung im feuchten Milieu. Dies führte trotz der Verwendung von deionisiertem Wasser zur Rostbildung am Druckstempel. Dieser musste daher regelmäßig vom Rost befreit werden. Auch eine Beschichtung mit einem Rostschutzlack konnte diese nicht verhindern, sondern führte lediglich zu einem vermehrten Abrutschen des Druckstempels. Durch das Abtragen des Rostes kam es zu leichten Formveränderungen des Druckstempels.

Durch Verschleißerscheinungen der Prüfmaschine konnte der Druck und damit die eingestellten Toleranzen der Kraft oft nicht eingehalten werden, wodurch die Versuche häu-

fig pausiert haben. Anschließend musste der Versuch wieder manuell gestartet werden, wodurch ein erneutes Einschwingen notwendig war.

In den Vorversuchen wurde für jede Material-Kombination eine eigene statische Bruchlast und daraus die verschiedenen Bruchlasten für jede Gruppe individuell bestimmt. Rückblickend erscheint es sinnvoller, zumindest für die gleichen Stumpfmaterialien die gleichen Kraftstufen aus den statischen Bruchlasten beider Kronenmaterialien zu bestimmen, da die Ergebnisse dadurch besser vergleichbar wären. Außerdem könnte der Startwert für die Dauerlastversuche auch geringer als 80 % der statischen Bruchlast sein, da die Proben bei dieser Kraft schon häufig bereits beim Einschwingen brachen.

#### 4.3 Diskussion der Ergebnisse

Es hat sich gezeigt, dass die unterschiedlichen Stumpfmaterialien Einfluss auf die Dauerfestigkeit der geprüften Kronen haben. Problematisch wurde dies bei den Kunststoffstümpfen, auf denen keine Dauerfestigkeit nachgewiesen werden konnte, da die Stümpfe durch die Prüfung beschädigt wurden. Bei den Metallstümpfen führte dies insbesondere bei der statischen Bruchlast im Vergleich zu den humanen Stümpfen zu erhöhten Werten der Dauerfestigkeit.

Dass das Stumpfmaterial die Dauerfestigkeit der darauf befestigten Krone beeinflusst, wurde bereits in anderen Studien nachgewiesen. Katzenbach et al. erhielten für Kunststoffstumpf und humanen Stumpf ähnliche Dauerfestigkeiten, die der Metallstümpfe lag darüber (Katzenbach et al., 2021). Bencun et al. untersuchten vier verschiedene Stumpfmaterialien, darunter humanes Dentin, Polymethylmethacrylat, verstärktes Komposit und Hybridkeramik. Darauf wurden Kronen aus Feldspatkeramik befestigt, die Stümpfe wurden in Polymethylmethacrylat eingebettet und eine thermomechanische Kausimulation wurde durchgeführt. Eine Empfehlung für ein geeignetes Material zur Durchführung standardisierter Versuche konnte aufgrund der Untersuchungen nicht gegeben werden (Bencun et al., 2020).

In einer anderen Studie wurden Zirkonoxidkeramikbrücken in einem Drei-Punkt-Biegeversuch untersucht. Als Stumpfmaterialien wurden Messing, glasfaserverstärkter Kunststoff und eine Zirkonoxidkeramik verwendet. Die Brücken wurden mit Zinkoxidphosphatzement auf den Stümpfen zementiert. Nach Wasserlagerung und Thermocycling der Hälfte der Proben wurden die Bruchlasten bestimmt. Dabei wurden bei

der Prüfung auf Keramik- und Messingstümpfen höhere Bruchlasten bestimmt als bei der Verwendung von Kunststoffstümpfen. Außerdem wurde festgestellt, dass ein Thermocycling keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast der Brücken auf Keramik- und Metallstümpfen hat. Bei den auf glasfaserverstärktem Kunststoff zementierten Brücken kam es zu einer nicht signifikanten aber vernehmbaren Abnahme der bestimmten Bruchlast (Prangemeier, 2007).

In dieser Studie wurden für ZLS CEREC Tessera™ nicht signifikant niedrigere Bruchfestigkeiten ermittelt, als für IPS e.max® CAD. Für CEREC Tessera™ liegen bisher nur wenige Studien dieser Art vor, exemplarisch können diese Ergebnisse aber mit anderen Studien verglichen werden, bei denen eine mit Zirkonoxid angereicherte Lithiumsilikatkeramik mit Lithiumdisilikat verglichen wurde.

Salem et al verglichen Celtra Press, eine mit Zirkonoxid angereicherte Lithiumsilikatkeramik, mit IPS e.max Press und ermittelten ähnliche Bruchfestigkeiten, wobei die von Celtra Press höher ausfielen als die von IPS e.max Press (Salem et al., 2022). Schwindling et al. prüften Frontzahnkronen auf Metallstümpfen (ZLS Celtra Duo, Lithiumdisilikat IPS e.max® CAD und eine Feldspateramik Mark II (Vita) sowohl mit als auch ohne vorherige Thermozyklisierung unter Kausimulation. Vor der Thermozyklisierung waren die Bruchlasten bei Celtra Duo am höchsten, jedoch statistisch nicht signifikant. Nach Thermozyklisierung nahm nur bei Celtra Duo die Bruchlast nicht ab. Die Bruchlasten von Feldspatkeramik und Lithiumdisilikat waren signifikant niedriger (Schwindling et al., 2017). Alves et al. untersuchten unter anderem das Ermüdungsverhalten von ZLS (Vita Suprinity) mit dem von Lithiumdisilikat (IPS e.max CAD) und ermittelten für ZLS ein besseres Ermüdungsverhalten (Alves et al., 2021). In einer weiteren Studie wurde das Ermüdungsverhalten verschiedener Keramiken in zwei unterschiedlichen Schichtstärken in Form von Molarenkronen auf Implantatabutments nach Thermozyklisierung und Kausimulation untersucht. Unter anderem wurden Celtra Duo (ZLS) und IPS e.max CAD geprüft, wobei höhere Bruchfestigkeiten für Celtra Duo ermittelt wurden (Elsharkawy und Ali, 2021). Jassim und Majeed ermittelten im statischen Bruchversuch ebenfalls höhere Bruchfestigkeiten für Celtra Duo als für IPS e.max CAD (Jassim und Majeed, 2018).

Andere Studien kommen zu gegensätzlichen Ergebnissen: Saad et al. untersuchten die mechanischen Eigenschaften von Inlays aus verschiedenen Keramiken – unter anderem Celtra Duo und IPS e.max CAD. Für IPS e.max CAD wurde eine höhere Bruchfestigkeit als für Celtra Duo ermittelt. Ein positiver Effekt durch eine Anreicherung mit Zirkonoxid

konnte nicht festgestellt werden (Saad et al., 2022). Garoushi et al. untersuchten mehrere Lithiumdisilikat-Keramiken und ZLS-Keramiken vor und nach zyklischer mechanischer Alterung und kamen zu dem Ergebnis, dass ZLS nach Alterung eine geringere Bruchfestigkeit als Lithiumdisilikat aufweist (Garoushi et al., 2021).

Insgesamt liegen zu ZLS in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften, aber auch in Bezug auf die Biokompatibilität, wenige Studien vor. Außerdem sind diese Studien auf einen kurzen Zeitraum bezogen und die Ergebnisse häufig umstritten, weshalb insbesondere bezüglich der Langzeitleistung in Zukunft weitere Studien zu diesen Materialien erforderlich sind. Es liegen sowohl Studien vor, die eine höhere Belastbarkeit von ZLS im Vergleich zu Lithiumdisilikat beschreiben, ebenfalls aber auch welche, die Lithiumdisilikat eine bessere Belastbarkeit zuschreiben (Zarone et al., 2021).

#### 4.4 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Um den Kaukräften standzuhalten, muss die Keramik zur Anfertigung von Kronen und Brücken eine bestimmte Bruchfestigkeit aufweisen.

Nach Tinschert et al. sollte die Anfangsfestigkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken mindestens 1000 N betragen, um der Kaubelastung standzuhalten und das unterkritische Risswachstum auszugleichen, welches die Dauerfestigkeit verringert. Die von ihnen ermittelte Kaukraft liegt dementsprechend unterhalb dieses Wertes. Sie verglichen verschiedene Studien und kamen zu dem Ergebnis, dass die höchsten messbaren Kaukräfte mit 200 bis 900 N im Bereich des ersten Molaren liegen und die im Frontzahnbereich ermittelten Kaukräfte mit 100 bis 300 N nur ein Viertel bis ein Drittel der Kräfte im Seitenzahnbereich betragen. Außerdem beobachteten sie einen geschlechtsspezifischen Unterschied: Die von Männern erreichten Kaukräfte waren signifikant höher, als die von Frauen (Tinschert et al., 2007). Güring und Barth geben an, dass beim Kauen von Speisen Kräfte von 450 bis 700 N auftreten. Diese Kräfte beziehen sich auf den Molarenbereich eines vollbezahnten Menschen (Güring und Barth, 1992). Schmidt und Thews geben an, dass beim gewöhnlichen Kauvorgang Kräfte von 15 bis 30 N erreicht werden und die maximale Kaukraft bei 600 N liegt (Schmidt und Thews, 1985).

Da für die Kronen auf Kunststoffstümpfen keine Dauerfestigkeit erreicht werden konnte, hat dieses Ergebnis auch keine klinische Relevanz. Die Dauerfestigkeit auf humanen Stümpfen betrug für IPS e.max<sup>®</sup> CAD zwischen 450 N und 300 N, für CEREC Tessera<sup>™</sup> zwischen 320 N und 240 N. Vergleicht man diese Werte mit den oben genannten Werten, so erscheinen diese für einen langfristigen klinischen Erfolg zu niedrig. Da es sich aber insbesondere bei dem IPS e.max-System um ein klinisch bewährtes Material handelt, liegt der Verdacht nahe, dass der Versuchsaufbau nicht ausreichend an klinische Bedingungen angeglichen wurde.

Die Metallstümpfe erhöhten die Dauerfestigkeit für IPS e.max<sup>®</sup> CAD (600 - 900 N) bzw. für CEREC Tessera<sup>™</sup> (750 – 500 N) im Vergleich zu den humanen Stümpfen. Zwar wird hiermit eine Dauerfestigkeit erreicht, die sich an die klinische Situation annähert und man könnte vermuten, die Fehler würden so kompensiert werden, jedoch kann unter diesen Voraussetzungen keine allgemeine Aussage getroffen werden.

Es kann also gesagt werden, dass das Stumpfmaterial durchaus einen Einfluss auf die Dauerfestigkeit hat, aber keines der verwendeten Stumpfmaterialien einen adäquaten Ersatz für werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen mit humanen Zähnen darstellt. Eine Erhöhung der Dauerfestigkeit konnte durch die Anreicherung einer Lithiumdisilikatkeramik mit Zirkonoxid bei dem hier verwendeten Versuchsaufbau nicht festgestellt werden, sie schien sogar anfälliger für ein Versagen zu sein.

## 5. Zusammenfassung

In dieser In-vitro-Studie wurden zwei verschiedene dentale Keramiken auf drei unterschiedlichen Stumpfmaterialien in Dauerlastuntersuchungen geprüft. Als dentale Keramiken wurden CEREC Tessera™ und IPS e.max® CAD verwendet. Als Stumpfmaterialien standen humane Zähne sowie Metall- und Kunststoffstümpfe zur Verfügung, die im 3D-Druckverfahren hergestellt wurden.

Für die humanen Stümpfe wurden die Zähne möglichst gleich präpariert und individuelle Kronen mittels CAD/CAM hergestellt. Für die Herstellung der Metall- und Kunststoffstümpfe wurde zunächst ein humaner Unterkiefermolar präpariert und durch eine Mikro-CT-Aufnahme digitalisiert. Auf dieser Grundlage wurden die Metall- und Kunststoffstümpfe hergestellt. Es wurde jeweils ein Kunststoff- und ein Metall-Stumpf gescannt und anschließend für alle Kunststoff- bzw. Metall-Stümpfe möglichst identische Kronen hergestellt.

Zunächst erfolgten Vorversuche, bei denen die Hälfte der Proben zuvor einer Thermozyklisierung unterzogen wurde. Anschließend wurde die statische Bruchlast jeder Prüfgruppe jeweils mit und ohne Thermozyklisierung bestimmt. Da die Thermozyklisierung nicht zu einer wesentlichen Änderung der Bruchlast, aber zur Dezementierung in einer Gruppe (Kunststoff – IPS e.max® CAD) führte, wurde keine Thermozyklisierung für die folgenden Dauerlastversuche durchgeführt. Für jede Prüfgruppe wurde der Startwert für die Dauerlastversuche mit 80 % der statischen Bruchlast gewählt. Der Versuchsaufbau wurde an die DIN EN ISO 14801:2008-02 angelehnt. Die Belastung der Proben erfolgte mit einer Frequenz von 2 Hz in 37 °C warmem Wasser. Eine Probe hat den Versuch erfolgreich durchlaufen, wenn sie 2 Mio. Belastungszyklen ohne Beschädigung überstanden hat. In Bezug auf das Bruchmuster wurde zwischen Rissbildung in der Krone, Bruch der Krone und Versagen des Stumpfes unterschieden. Wenn innerhalb einer Kraftstufe zwei Proben keine 2 Mio. Zyklen überstanden, beziehungsweise von drei Proben mindestens eine beschädigt war, wurde mit der nächstniedrigeren Kraftstufe fortgefahren. Als Kraftabstufung wurden hauptsächlich 80 %, 60 %, 40 % und 20 % der statischen Bruchlast gewählt, Abweichungen als Anpassung der Bedingungen an den Versuchsverlauf waren möglich. Die Ergebnisse wurden in Säulendiagrammen und in Wöhler-Kurven dargestellt.

Für die Materialkombinationen Kunststoffstumpf – IPS e.max<sup>®</sup> CAD und Kunststoffstumpf – CEREC Tessera<sup>™</sup> konnte aufgrund eines frühzeitigen Versagens der Stümpfe keine Dauerfestigkeit ermittelt werden. Für die Materialkombination humaner Stumpf – IPS e.max<sup>®</sup> CAD wurde eine Dauerfestigkeit zwischen 450 N und 300 N und für humaner Stumpf – CEREC Tessera<sup>™</sup> zwischen 320 N und 240 N festgestellt. Auf den Metallstümpfen wurde eine höhere Dauerlastfestigkeit zwischen 900 N – 600 N für IPS e.max<sup>®</sup> CAD und 750 – 500 N für CEREC Tessera<sup>™</sup> ermittelt. Es konnte keine Verbesserung der Dauerlastfestigkeit durch die Anwendung einer Materialkombination von Lithiumdisilikat und Virgilit eingebettet in einer zirkonoxid-verstärkten Glasmatrix, wie sie in CEREC Tessera<sup>™</sup> vorliegt (Herstellerangabe) im Vergleich zu einer Lithiumdisilikatkeramik, wie IPS e.max<sup>®</sup> CAD (Herstellerangabe) festgestellt werden. Es konnte nicht festgestellt werden, dass Metallstümpfe oder Kunststoffstümpfe als Ersatz von humanen Zähnen in werkstoffwissenschaftlichen Prüfungen dentaler Keramiken geeignet sind. Die Metallstümpfe führen im Vergleich zu humanen Stümpfen zu erhöhten Dauerlastfestigkeiten, auf Kunststoffstümpfen konnte hingegen keine Dauerlastfestigkeit festgestellt werden.



## 6. Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b>	Einteilung dentaler Keramiken	9
<b>Abbildung 2:</b>	Phasentransformationen von Zirkonoxid	15
<b>Abbildung 3:</b>	Schematische Darstellung eines Spannungs-Dehnungs-Diagramms	19
<b>Abbildung 4:</b>	Drei-Punkt-Biege-Versuch und Vier-Punkt-Biegeversuch	20
<b>Abbildung 5:</b>	Schematische Darstellung einer Wöhler-Kurve bei $2 \times 10^6$ Zyklen	22
<b>Abbildung 6:</b>	Metallstumpf, Kunststoffstumpf und humaner Stumpf mit durchbohrter Wurzel und Draht-Halterung vor dem Einbetten	27
<b>Abbildung 7:</b>	Keramik-Blöcke und fertiggestellte Kronen	29
<b>Abbildung 8:</b>	Eingebetteter Metall-, Kunststoff- und humaner Stumpf	32
<b>Abbildung 9:</b>	Versuchsaufbau der Vorversuche	35
<b>Abbildung 10:</b>	Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus	36
<b>Abbildung 11:</b>	Versuchsaufbau der Dauerlastversuche	38
<b>Abbildung 12:</b>	Ergebnisse der statischen Vorversuche für die Metallstümpfe mit Startwert für die Dauerlastuntersuchungen	43
<b>Abbildung 13:</b>	Probe K1 nach Thermozyklierung	44

<b>Abbildung 14:</b>	Ergebnisse der statischen Vorversuche für die Kunststoffstümpfe mit Startwert für die Dauerlastuntersuchungen	44
<b>Abbildung 15:</b>	Ergebnisse der statischen Vorversuche für die humanen Stümpfe mit Startwert für die Dauerlastuntersuchungen	46
<b>Abbildung 16:</b>	Probe M11 nach Dauerbelastung	47
<b>Abbildung 17:</b>	Probe M12 nach Dauerbelastung	47
<b>Abbildung 18:</b>	Probe M17 nach Dauerbelastung	48
<b>Abbildung 19:</b>	Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Metallstumpf - IPS e.max <sup>®</sup> CAD	49
<b>Abbildung 20:</b>	Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Gruppe Metallstumpf – IPS e.max <sup>®</sup> CAD dargestellt in einer Wöhler-Kurve	49
<b>Abbildung 21:</b>	Probe M31 nach Dauerbelastung	50
<b>Abbildung 22:</b>	Probe M33 nach Dauerbelastung	51
<b>Abbildung 23:</b>	Probe M37 nach Dauerbelastung	51
<b>Abbildung 24:</b>	Probe M39 nach Dauerbelastung	51
<b>Abbildung 25:</b>	Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Metallstumpf – CEREC Tessera <sup>™</sup>	52
<b>Abbildung 26:</b>	Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Metallstumpf – CEREC Tessera <sup>™</sup> dargestellt in einer Wöhler-Kurve	52

<b>Abbildung 27:</b>	Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Kunststoffstumpf – IPS e.max® CAD	53
<b>Abbildung 28:</b>	Probe K7 nach Einschwingen	54
<b>Abbildung 29:</b>	Probe K9 nach Dauerbelastung	54
<b>Abbildung 30:</b>	Probe K15 nach Dauerbelastung	55
<b>Abbildung 31:</b>	Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Kunststoffstumpf – IPS e.max® CAD dargestellt in einer Wöhler-Kurve	55
<b>Abbildung 32:</b>	Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Kunststoffstumpf – CEREC Tessera™	56
<b>Abbildung 33:</b>	Probe K27 nach Dauerbelastung	57
<b>Abbildung 34:</b>	Probe K28 nach Dauerbelastung	57
<b>Abbildung 35:</b>	Probe K30 nach Dauerbelastung	58
<b>Abbildung 36:</b>	Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Kunststoffstumpf - CEREC Tessera™ dargestellt in einer Wöhler-Kurve	58
<b>Abbildung 37:</b>	Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Humaner Stumpf – IPS e.max® CAD	59
<b>Abbildung 38:</b>	Probe H8 nach Dauerbelastung	60
<b>Abbildung 39:</b>	Probe H9 nach Dauerbelastung	60

<b>Abbildung 40:</b>	Probe H10 nach Dauerbelastung	61
<b>Abbildung 41:</b>	Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Humaner Stumpf - IPS e.max <sup>®</sup> CAD dargestellt in einer Wöhler-Kurve	61
<b>Abbildung 42:</b>	Probe H28 nach Dauerbelastung	62
<b>Abbildung 43:</b>	Probe H27 nach Dauerbelastung	63
<b>Abbildung 44:</b>	Graphische Darstellung der Verteilung des Bruchmusters der Prüfgruppe Humaner Stumpf – CEREC Tessera <sup>™</sup>	63
<b>Abbildung 45:</b>	Probe H40 nach Dauerbelastung	64
<b>Abbildung 46:</b>	Ergebnisse der Dauerlastuntersuchungen der Prüfgruppe Humaner Stumpf - CEREC Tessera <sup>™</sup> dargestellt in einer Wöhler-Kurve	64
<b>Abbildung 47:</b>	Wöhlerkurven für Keramikkrone auf Metallstumpf	65
<b>Abbildung 48:</b>	Wöhler-Kurven für Keramikkrone auf Kunststoff-Stumpf	66
<b>Abbildung 49:</b>	Wöhler-Kurven für Keramikkrone humanen Zähnen	66
<b>Abbildung 50:</b>	Graphische Darstellung der Steigung und 95% Konfidenzintervall für die linearisierte Regression von $(F, \log(n))$	68
<b>Abbildung 51:</b>	Achsenabschnitt und 95%-Konfidenz-Intervall für die linearisierte Regression von $(F, \log(n))$	69

## 7. Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b>	Verwendete Materialien zur Kronenherstellung	25
<b>Tabelle 2:</b>	Verwendete Parameterprofile zum Designen der Kronen	30
<b>Tabelle 3:</b>	Brennparameter für CEREC Tessera™ im Keramikofen Multimat NT, 230V	30
<b>Tabelle 4:</b>	Brennparameter für IPS e.max® CAD im Keramikpressofen Cergo Press	31
<b>Tabelle 5:</b>	Verwendete Materialien zur adhäsiven Befestigung der Kronen	33
<b>Tabelle 6:</b>	Steigung und 95% Konfidenzintervall aller sechs Materialkombinationen	67
<b>Tabelle 7:</b>	Achsenabschnitt (in N) und 95% Konfidenzintervall	67

## 8. Literaturverzeichnis

Alves DM, Cadore-Rodrigues AC, Prochnow C, Burgo TAdL, Spazzin AO, Bacchi A, Valandro LF, Rocha Pereira GK. Fatigue performance of adhesively luted glass or polycrystalline CAD-CAM monolithic crowns. *J Prosthet Dent* 2021; 126: 119–127

Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Katsuda Y, Kanno T, Niwano Y, Örtengren U, Egusa H. Influence of microscale expansion and contraction caused by thermal and mechanical fatigue on retentive strength of CAD/CAM-generated resin-based composite crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 86: 89–97

Arnold B. Zirkon, Zirkonium, Zirkonia - ähnliche Namen, verschiedene Materialien. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; Imprint: Springer Spektrum, 2019

Bencun M, Ender A, Wiedemeier DB, Mehl A. Fracture Load of CAD/CAM Feldspathic Crowns Influenced by Abutment Material. *Materials (Basel)* 2020; 13: 3407

Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent* 2020; 124: 780–786

von Clausbruch SC. Zirkon und Zirkonium. In: Rech A, Hrsg. Vollkeramik 2. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 2004: 19–24

DIN EN ISO 14801:2008-02. Zahnheilkunde - Implantate - Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate (ISO 14801:2007); Deutsche Fassung EN ISO 14801:2007. Deutsches Institut für Normung. Berlin: Beuth Verlag, 2008

Elsharkawy AM, Ali NH. Fracture resistances of CAD/CAM monolithic crowns with different occlusal thickness. *Egypt Dent J* 2021; 67: 2275–2289

Fischer J, Kappert HF. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Quintessenz Verlags-GmbH, Hrsg. Curriculum Prothetik Band II. Berlin, Barcelona, Beijing, Chicago, Istanbul, Kopenhagen, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Prag, São Paulo, Seoul, Tokio und Warschau: Quintessenz Verlags-GmbH, 2011: 485–502

Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Fracture-behavior of CAD/CAM ceramic crowns before and after cyclic fatigue aging. *Int J Prosthodont* 2021; 34: Ahead of Print

Gojzewski H, Guo Z, Grzelachowska W, Ridwan MG, Hempenius MA, Grijpma DW, Vancso GJ. Layer-by-Layer Printing of Photopolymers in 3D: How Weak is the Interface? *ACS Appl Mater Interfaces* 2020; 12: 8908–8914.

Groten M. Moderne Vollkeramiken - klinisch betrachtet. In: Wolf HF, Hrsg. Ästhetische Zahnmedizin. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2009: 150–166

Gühring W, Barth J. Anatomie: Spezielle Biologie des Kausystems. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 1992

Hajtó J. Vollkeramik: Navigation für Materialien und Indikationen. *ZAHNTECH MAG* 2013; 17: 100–108

Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Louvel M, Hämmerle CH. Effect of dopants and sintering temperature on microstructure and low temperature degradation of dental Y-TZP-zirconia. *J Eur Ceram Soc* 2012; 32: 4091–4104

Harten U. Physik für Mediziner. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag GmbH, 2011

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013

Hunecke AS, Randqualität und Randdichtheit von Klasse II-Kompositfüllungen bei Aushärtung mit unterschiedlichen Polymerisationsgeräten bzw. –verfahren in vitro. Inaugu-

ral-Dissertation, Medizinische Fakultät, Bayerische Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, 2003

Jansen JU, Lümekemann N, Stawarczyk B. Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um? ZMK 2017; 33: 492–499

Jassim ZM, Majeed AM. Comparative Evaluation of the Fracture Strength of Monolithic Crowns Fabricated from Different all-ceramic CAD/CAM Materials (an in vitro study). Biomed. Pharmacol. J. 2018; 11: 1689–1697

Kares H, Schindler H, Schöttl R. Der etwas andere Kopf- und Gesichtsschmerz. Hannover: Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG, 2008

Katzenbach A, Dörsam I, Stark H, Bourauel C, Keilig L. Fatigue behaviour of dental crowns made from a novel high-performance polymer PEKK. Clin Oral Investig 2021; 4895-4905

Kunzelmann K-H, Pospiech P, Kern M. Hat sich Vollkeramik bewährt? ZWP spezial 2008; 8: 22–25

Läpple V.: Einführung in die Festigkeitslehre. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 2008

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J. Zahnärztliche Propädeutik. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2012

Liebermann A, Stawarczyk B, Kieschnick A. Adhäsiv oder traditionell? Dentista 2018; 12: 22–23

Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2012



Micheelis W, Jordan AR. Zeitliche Dynamik der Zahnverluste in Deutschland. In: Institut der Deutschen Zahnärzte, Hrsg. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2016: 592–593

Munz D, Fett T. Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Berlin - Heidelberg - New York - London - Paris - Tokyo - Hong Kong: Springer-Verlag, 1989

Nassary Zadeh P, Lümke N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. J prosthet dent, 2018; 120: 948–954

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. Dent Mater, 2015; 31: 624–639

Pospiech P. Vollkeramische Restaurationen. Werkstoffkundliche und klinische Aspekte. In: Gernet W, Biffar R, Schwenger N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag KG, 2011: 68–82

Prangemeier B, Einfluss verschiedener Stumpfaufbaumaterialien auf die Bruchlast viergliedriger CAD / CAM - gefertigter Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidvollkeramik (LAVA-System) mit künstlicher Alterung durch Thermocycling. Inaugural-Dissertation, medizinische Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, 2007

Radaj D, Vormwald M. Ermüdungsfestigkeit. Berlin - Heidelberg - New York: Springer-Verlag, 2007

Rammelsberg P, Ohlmann B. Kronen- und Brückenprothetik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenger N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag KG, 2011: 36-66

Reise M. Das kleine ABC der Verblendkeramik. ZWP spezial 2004; 4: 22–25

Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 387–391

Rosentritt M, Kieschnick A, Hahnel S, Stawarczyk B. *Werkstoffkunde-Kompendium Zirkonoxid*. Berlin: Annett Kieschnick Dentale Fachkommunikation, 2017

Rosentritt M, Kieschnick A, Hahnel S, Stawarczyk B. *Werkstoffkunde-Kompendium Dentale Keramiken*. Berlin: Annett Kieschnick Dentale Fachkommunikation, 2018

Rosentritt M, Kieschnick A, Stawarczyk B. Kleine Werkstoffkunde für Zahnärzte - Teil 3 Zirkonoxide. *Zahnarztl Mitt* 2019a; 109: 448–451

Rosentritt M, Kieschnick A, Stawarczyk B. Kleine Werkstoffkunde für Zahnärzte - Teil 4 Zahnfarbene Werkstoffe im Vergleich. *Zahnarztl Mitt* 2019b; 109: 624–628

Rosentritt M, Liebermann A, Kieschnick A, Stawarczyk B. *Werkstoffkunde für Zahnärzte Werkstoffkundliche Grundlagen für eine erfolgreiche Befestigung*. *Zahnarztl Mitt* 2019c; 109: 2246–2256

Saad MH, Mahmoud ESM, Afifi RR. Fracture Resistance of different CAD/CAM Ceramic Inlays (In Vitro Study). *Alex Dent J* 2022; 47: 122-126

Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29: 184–198

Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: influence of crown and abutment materials. *Dent Mater J* 2013; 32: 433–440

Salem BO, Elshehawi DM, Elnaggar GA. Fracture resistance of pressed ZLS crowns versus pressed LD crowns under thermo-mechanical cycling. *Braz Dent J* 2022; 33: 103–109

Schmidt RF, Thews G. *Physiologie des Menschen*. Berlin - Heidelberg - New York: Springer-Verlag, 1985

Schneider CRA, Maddox SJ, Best practice guide on statistical analysis of fatigue data. International Institute of Welding, Paris 2003; IIW Document IIW-XIII-WG1-114-03

Schönhoff LM, Kieschnick A, Lümke mann N, Stawarczyk B, 2019: Dentale Werkstoffprüfung - dynamisch oder statisch? <https://eadt.de/dentale-werkstoffprufung-dynamisch-oder-statisch/> (Zugriffsdatum: 28.10.2020)

Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *J Prosthodont res* 2017; 61: 344–349

Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerle CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013a; 17: 269–274

Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013b; 71: 102–112

Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch. *Quintessenz Zahntech* 2016; 42: 740–765

Strietzel R. *Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme*. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 2005

Tinschert J, Götzen N, Natt G. Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007: 5–46

Weiser F, 2010: Der Einfluss der Wasseraufnahmefähigkeit verschiedener Stumpfaufbaumaterialien auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüsten für Einzelzahnkronen. [https://epub.uni-regensburg.de/19184/1/Der\\_Einfluss\\_der\\_Wasseraufnahmef%C3%A4higkeit\\_verschiedener\\_Stumpfaufbaumaterialien\\_....pdf](https://epub.uni-regensburg.de/19184/1/Der_Einfluss_der_Wasseraufnahmef%C3%A4higkeit_verschiedener_Stumpfaufbaumaterialien_....pdf) (Zugriffsdatum 21.06.2023)

Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R. Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. J Dent 2021; 109: 103661

## 9. Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen Personen, die mich im Rahmen der Erstellung der Dissertation unterstützt haben.

Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel danke ich für die Möglichkeit, die Dissertation unter seiner Leitung zu durchzuführen und die in jeder Hinsicht hervorragende Betreuung.

Herrn Dr. Ludger Keilig danke ich ebenfalls für die hervorragende Betreuung und die jederzeit große Hilfsbereitschaft, insbesondere bei der Versuchsdurchführung.

Des Weiteren danke ich der Firma Dentsply Sirona für die Bereitstellung von CEREC Tessera™, sowie für die Herstellung aller Kronen. Besonderer Dank gilt hierbei Herrn Dr. Markus Vollmann, sowie Herrn Martin Haizmann und Herrn Wolfgang Lehnhoff, die alle Kronen hergestellt haben.

Der Firma Ivoclar Vivadent, insbesondere Frau Kerstin Langenickel, danke ich für die Bereitstellung von IPS e.max® CAD.

Ebenfalls danke ich der Firma Komet Dental und Kuraray Noritake für die Bereitstellung weiterer Materialien.

Der Firma Straumann danke ich für die Herstellung der Metallstümpfe und der Universität Regensburg, insbesondere Herrn Prof. Dr. Martin Rosentritt, danke ich für die Herstellung der Kunststoffstümpfe.

Mein großer Dank gilt meinen Eltern und meinem Ehemann für die liebevolle, uneingeschränkte Unterstützung, die ich in jeder Lebenssituation erfahren darf.

Eine solch große Unterstützung ist nicht selbstverständlich und ich darf mich glücklich schätzen, diese großartigen Menschen immer an meiner Seite zu wissen.