

**Diplomarbeit**

**Vergleich unterschiedlicher Multilayer-  
Zirkonoxidkeramiken hinsichtlich mechanischer und  
optischer Eigenschaften**

eingereicht von

**Dr. med. univ. Stephan Gogg**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnmedizin**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Klinischen Abt. f. Zahnerhaltung, Parodontologie und Zahnersatzkunde**

unter der Anleitung von

Priv.-Doz. Dr.med.univ. Dr.scient.med. Dr.med.dent. **Alwin Sokolowski**

und

Priv.-Doz. Dr.med.univ. Dr.scient.med. Dr.med.dent. **Armin Sokolowski**

Wien, 17. November 2025

*Eidesstattliche Erklärung*

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Des Weiteren erkläre ich hiermit, dass, sofern bei der Erstellung dieser Arbeit Künstliche Intelligenz (KI) Werkzeuge zur Generierung und/oder Korrektur bestimmter Textpassagen verwendet wurden, dieser Einsatz unter Einhaltung ethischer Grundsätze, akademischer Integrität und den Vorgaben meiner Universität erfolgte, sowie in Folge dies transparent gemacht und in angemessener Weise gekennzeichnet wurde.*

*Wien, am 17. November 2025*

*Stephan Gogge*

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Herrn Dr. Dr. Dr. Alwin Sokolowski für die kollegiale Zusammenarbeit und Anleitung im Rahmen der Erstellung dieser Arbeit. Ohne diese Unterstützung wäre die Vollendung meiner Diplomarbeit nicht in so kurzer Zeit möglich gewesen.

Besonderer Dank gilt Zahntechnikermeister Stefan Huber, der mich bei materialkundlichen und technischen Fragen stets unterstützte und mir beim Versuchsdesign überaus hilfreich zur Seite stand. Mein Dank gilt ebenfalls Philipp Tepesch und Erich Häupl für die geleistete Unterstützung.

Doch die hier vorliegende Arbeit stellt nur das Ende eines langen Weges dar, auf den ich nun mit etwas Wehmut zurückblicke und der ohne die Unterstützung meines Ehemannes Richard sowie der vielen Kolleginnen und Kollegen, die die mir dabei begegneten und die ich nun Freundinnen und Freunde nennen kann, kein so schöner gewesen wäre.

## Zusammenfassung

**Hintergrund/Ziel:** Multilayer-Zirkonoxide kombinieren mechanische Robustheit mit hohen ästhetischen Eigenschaften. Ziel dieser Arbeit war der Vergleich dreier am Markt verfügbarer Multilayer-Zirkonoxide hinsichtlich mechanischer (Bruchlast, Verformung) und optischer Eigenschaften (naturnaher Farbverlauf) unter standardisierten Laborbedingungen.

**Material und Methoden:** Untersucht wurden Cercon yo ML (Dentsply Sirona), IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar) und Luxor Z True Nature (Bredent). Farbmessungen erfolgten mittels VITA Easyshade an drei vordefinierten Messpunkten (inzisal/mittel/zervikal) je Probe, dreifach wiederholt; Auswertungen in CIELAB (L, a, b<sup>\*</sup>)<sup>\*\*</sup>. Für den Druckversuch wurden biomimetische, polierte Brücken auf eine metallische Modellbasis platziert und mit provisorischem Zement fixiert; die Belastung erfolgte mittels kontinuierlicher vertikaler Krafteinwirkung von 1 mm/min bis zum Bruch. Je Serie wurden fünf Prüfkörper getestet. Statistisch wurden einfaktorielle ANOVA (Post-hoc mit Alphakorrektur), Reproduzierbarkeit (ICC) und deskriptive Maße verwendet.

**Ergebnisse:** In der Farbbestimmung zeigten alle Materialien den intendierten zervikal-inzisalen Farbgradienten. Bei Cercon yo ML unterschieden sich L<sup>\*</sup> und b<sup>\*</sup> hochsignifikant (heller/neutraler inzisal, gelblicher zervikal), a<sup>\*</sup> blieb nicht signifikant. Bei IPS e.max ZirCAD Prime unterschieden sich L<sup>\*</sup> und b<sup>\*</sup> signifikant, a<sup>\*</sup> stabil; inzisal heller und weniger gelb. Luxor Z True Nature zeigte bei L<sup>\*</sup>, a<sup>\*</sup> und b<sup>\*</sup> Signifikanz; der maximale b<sup>\*</sup>-Anteil lag im mittleren Drittel, inzisal am hellsten und am wenigsten gelb. Die Wiederholpräzision der Farbmessungen war insgesamt hoch (enge Streuungen; ICC niedrig bis nicht berechenbar). In der mechanischen Messung zeigten sich hochsignifikante Gruppenunterschiede für die maximale Kraft ( $F(2,12) = 13,26$ ;  $p = 9,1 \times 10^{-4}$ ;  $\eta^2 = 0,69$ ) und maximale Strecke ( $F(2,12) = 11,20$ ;  $p = 1,8 \times 10^{-3}$ ;  $\eta^2 = 0,65$ ). Cercon yo ML erreichte die höchste Bruchlast ( $3.627 \pm 443$  N) bei geringfügig höherer Verformung ( $1,396 \pm 0,053$  mm) gegenüber IPS e.max ZirCAD Prime ( $2.622 \pm 305$  N;  $1,281 \pm 0,039$  mm) und Luxor Z True Nature ( $2.782 \pm 201$  N;  $1,272 \pm 0,046$  mm).

**Schlussfolgerungen:** Die untersuchten Multilayer-Zirkonoxide unterscheiden sich mechanisch deutlich; Cercon yo ML zeigte in der Untersuchung die höchste punktuelle Bruchfestigkeit, Prime und Luxor liegen niedriger und unterscheiden sich mechanisch nicht signifikant voneinander. Optisch reproduzieren alle drei Materialien einen natürlichen Farbverlauf mit höherer Helligkeit und geringerer Chroma inzisal sowie höherer Chroma in

mittleren/zervikalen Bereichen; die a\*-Achse bleibt meist klinisch wenig variabel. Die erhobenen Daten unterstützen eine indikationsspezifische Werkstoffwahl (stärkere Zonen/Materialien für hohe Belastung; transluzentere Zonen für exponierte Ästhetik) sowie eine gezielte CAM-Ausrichtung der Restauration im Rohling.

**Klinische Relevanz:** Multilayer-Zirkonoxide ermöglichen eine vorhersagbare ästhetische Gestaltung bei gleichzeitig differenzierbarer mechanischer Performance. Für eine sichere Übertragung in die Praxis sind Befestigungsstrategie, Mindestwandstärken und Umgebungsbedingungen (Feuchte/Ermüdung) mitzubersichtigen.

## Abstract

**Background/Objectives:** Multilayer zirconia combines high mechanical robustness with pronounced aesthetic characteristics. This study compared three commercially available multilayer zirconias regarding mechanical performance (failure load, deformation) and optical behaviour under standardized laboratory conditions.

**Materials and Methods:** The materials evaluated were Cercon yo ML (Dentsply Sirona), IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar), and Luxor Z True Nature (Bredent). Colour characteristics were measured with a VITA Easyshade at three predefined locations per specimen (incisal/middle/cervical), in triplicate; data were analysed in CIELAB color space (L, a, b). For compressive testing, biomimetic, polished three-unit bridges were seated on a metallic model and provisionally cemented; vertical loading at 1 mm/min was applied to fracture. Five specimens per group were tested. Statistics included one-way ANOVA with alpha-corrected post-hoc tests, reproducibility (intraclass correlation coefficients, ICC), and descriptive measures.

**Results:** All materials exhibited the intended cervical-to-incisal colour gradient. In Cercon yo ML, L and b differed highly significantly (brighter/more neutral incisal, more yellow cervical), while a was not significant. In IPS e.max ZirCAD Prime, L and b differed significantly with stable a; the incisal region was brighter and less yellow. Luxor Z True Nature showed significant differences for L, a, and b; the maximum b occurred in the middle third, with the incisal third brightest and least yellow. Repeatability of colour measurements was high overall (narrow dispersion; ICCs predominantly good to excellent).

Mechanical testing revealed significant group differences for maximum force ( $F(2,12) = 13.26$ ;  $p = 9.1 \times 10^{-4}$ ;  $\eta^2 = 0.69$ ) and maximum displacement ( $F(2,12) = 11.20$ ;  $p = 1.8 \times 10^{-3}$ ;  $\eta^2 = 0.65$ ). Cercon yo ML achieved the highest failure load ( $3,627 \pm 443$  N) with slightly greater deformation ( $1.396 \pm 0.053$  mm) compared with IPS e.max ZirCAD Prime ( $2,622 \pm 305$  N;  $1.281 \pm 0.039$  mm) and Luxor Z True Nature ( $2,782 \pm 201$  N;  $1.272 \pm 0.046$  mm).

**Conclusions:** The multilayer zirconias tested differ in mechanical performance; Cercon yo ML showed the highest load-bearing capacity (failure load), while Prime and Luxor were lower and did not differ significantly from one another. Optically, all three reproduced a natural gradient with higher incisal lightness and lower chroma, and increased chroma in the middle/cervical regions; the a-axis was generally of limited clinical variability. These data support indication-specific material selection (stronger zones/materials for high-load

regions; more translucent zones for highly aesthetic areas) and deliberate CAM-based orientation of restorations within the blank.

**Clinical Significance:** Multilayer zirconia enables predictable aesthetics alongside differentiable mechanical performance. For safe clinical translation, luting strategy, minimum wall thicknesses, and environmental conditions (moisture/fatigue) must be considered.

# Inhaltsverzeichnis

<i>Eidesstattliche Erklärung</i> .....	1
Danksagung .....	2
Zusammenfassung .....	3
Abstract .....	5
Inhaltsverzeichnis .....	7
Abkürzungen und deren Erklärung.....	9
Abbildungsverzeichnis .....	10
Tabellenverzeichnis .....	11
1. Einleitung.....	1
1.1 Von Porzellan zum Zahnersatz - die Geschichte dentaler Keramik .....	2
1.2 Dentale Keramik.....	7
1.3 Verarbeitung von Dentalkeramik .....	10
1.4 Bewertungsverfahren dentaler Keramik .....	13
1.4.1 Technische Parameter .....	13
1.4.2 Klinische Farbestimmung.....	16
1.5 Festsitzender Zahnersatz – Brückenversorgungen .....	18
2. Material und Methoden.....	19
2.1 Fragestellung.....	19
2.2 Materialauswahl.....	19
2.2.1 Cercon yo ML A3 Disc.....	20
2.2.2 IPS e.max ZirCAD Prime .....	21
2.2.3 Luxor Z True Nature, Bredent Group.....	21
2.3 Probenherstellung .....	22
2.4 Untersuchungen und Testverfahren .....	24
2.5 Statistische Methodik.....	29
3. Ergebnisse.....	30

3.1 Farbbestimmung .....	31
3.2 Festigkeitsprüfung .....	34
4. Diskussion.....	38
4.1 Schlussfolgerung.....	44
5. Literaturverzeichnis .....	46
6. Anhang:.....	63

## Abkürzungen und deren Erklärung

%	Prozent
3Y-TZP	3 Mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid
4Y-TZP	4 Mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid
5Y-TZP	5 Mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid
a*	Rot/Grün-Achse
ANOVA	Analysis of Variance, Varianzanalyse
Abb.	Abbildung
b*	Gelb/Blau-Achse
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CAD	computer aided design
CAD/CAM	computer aided design/computer aided manufacturing
CAM	computer aided manufacturing
Ce-TZP/A	Ceria-stabilisiertes Zirkonoxid mit Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -Nanopartikeln
CV	Variationskoeffizienten
E	Biegemodul
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizienten
IDS	Internationale Dental-Schau
ISO	Internationale Organisation für Normung
K <sub>ic</sub>	Spannungs-Intensitätsfaktor
kN/mm <sup>2</sup>	Kilo-Newton pro Quadratmillimeter
L*	Helligkeit
m	Weibull Modul
MPa	Mega-Pascal
N	Newton
NEM	nichtedelmetall
Tab.	Tabelle

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 – Schematische Darstellung des Umwandlungsverstärkungs-Mechanismus (synonym: Transformationsverstärkung) in tetragonalen Zirkonoxid-Polykeramiken (TZP, Raster-Elektronen-Mikroskop. (Deville S, Chevalier J. J. Am. Ceram. Soc., 2003, 86, 2225.).....	9
Abbildung 2 - CIELAB opponent color model Quelle: <a href="https://www.datacolor.com/de/business-solutions/blog/was-ist-cielab/">https://www.datacolor.com/de/business-solutions/blog/was-ist-cielab/</a> .....	16
Abbildung 3 - Cercon yo ML Quelle: <a href="https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/corporate/communications/press-releases/images/CORP-Press-Image-Cercon-yo-ML.png">https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/corporate/communications/press-releases/images/CORP-Press-Image-Cercon-yo-ML.png</a> .....	20
Abbildung 4 - IPS e.max ZirCAD Prime Quelle: <a href="https://www.cadfirst.de/fileadmin/user_upload/9608491139102_ips-emax-zircad-prime_ifu_DE_de.pdf">https://www.cadfirst.de/fileadmin/user_upload/9608491139102_ips-emax-zircad-prime_ifu_DE_de.pdf</a> .	21
Abbildung 5 - Luxor Z True Nature Quelle: <a href="https://shop.heds.dental/wp-content/uploads/2024/08/LuxorZ-blank_0ab8763d-2236-4f72-88d5-67b30583a807-7.png">https://shop.heds.dental/wp-content/uploads/2024/08/LuxorZ-blank_0ab8763d-2236-4f72-88d5-67b30583a807-7.png</a> .....	22
Abbildung 6 - Modellpräparation .....	22
Abbildung 7 - digitales Modell.....	23
Abbildung 8 - Digitales Modell, getrimmt .....	23
Abbildung 9 – Modellbasis .....	23
Abbildung 10 – Fräsvorgang - digitale Platzierung der Werkstücke innerhalb der Disc, Fräsvorgang, Gefräste Werkstücke .....	24
Abbildung 11 – Messpunkte, linkes Bild: inzisal, mittleres Bild: mittige Position, rechtes Bild: zervikal .....	25
Abbildung 12 – Farbestimmung .....	25
Abbildung 13 – Versuchsanordnung, Universalprüfmaschine Autograph AGS-X (Shimadzu Deutschland GmbH, Deutschland) A: Metallbasis, B: Metallbasis mit Probe – Prüfung des Sitzes, C: Befestigte Probe, Abbindephase, 100g Gewicht, D: Probe mit Kugel .....	28
Abbildung 14 - grafische Darstellung der Messabweichungen VITA Easyshade, .....	31
Abbildung 15 - Mittelwert und Standardabweichung .....	32
Abbildung 16 – Mittelwert und Standardabweichung .....	33
Abbildung 17 - Graphen - Druckbelastung, TrapeziumX, Extensionskurven um 0,25 mm versetzt dargestellt	34
Abbildung 18 – Druckbelastung - Kraftmaximum, Boxplot .....	35
Abbildung 19 - Druckversuch - Wegmaximum, Boxplot .....	35
Abbildung 20 - Bruchmuster; Probe Yo links, Probe L mitte, Probe P rechts .....	37

## **Tabellenverzeichnis**

<i>Tabelle 1 - Umrechnung VITA-Farbschlüssel in CIALAB, Auszug relevanter Parameter bezogen auf die Ergebnisse.....</i>	<i>26</i>
<i>Tabelle 2 - Farbmessung Cercon yo ML in CIELAB, Messpunkte - Mittelwerte und Standardabweichung der Farbachsen in CIELAB .....</i>	<i>31</i>
<i>Tabelle 3 - Mittelwerte der Farbmessung Serie p.....</i>	<i>32</i>
<i>Tabelle 4 - Farbmessung Serie I, Mittelwerte .....</i>	<i>33</i>
<i>Tabelle 5 - Druckversuch, Mittelwerte.....</i>	<i>35</i>
<i>Tabelle 6 - Statistische Auswertung.....</i>	<i>36</i>

# 1. Einleitung

Entwicklungen in der täglichen klinischen zahnärztlichen Praxis, besonders in der Prothetik, sind oft durch Weiterentwicklungen aus dem Bereich der Werkstoffkunde und der Verarbeitung der Werkstoffe getrieben. Restaurative sowie prothetische Versorgungen werden aus unterschiedlichen dentalen Materialien in spezifischen zahntechnischen Verfahren hergestellt. Besonders durch die weite Verbreitung dentaler Implantate hat sich die Anwendung festsitzender Versorgungen inzwischen selbst bei zahnlosen Patientinnen und Patienten etabliert (Heboyan et al., 2022; Messias et al., 2023).

Die Entwicklung von goldhaltigen als auch unedlen dentalen Legierungen im Gussverfahren hat zur breitflächigen Verbreitung metallischer Versorgungen beigetragen. Dentale Keramiken zeigen die optisch ähnlichsten Eigenschaften im Vergleich zur natürlichen Bezahnung (Zhang, Y. & Kelly, 2017). Bedingt durch Fortschritte in der Verarbeitung und der jüngst gestiegenen Nachfrage der Patientinnen und Patienten nach Ästhetik und Biokompatibilität werden jedoch zunehmend metallfreie prothetische Versorgungen gewünscht. Sowohl neue dentale Werkstoffe als auch neue Verarbeitungstechnologien sind erforderlich, um diese Patientenerwartungen zu erfüllen (Zhang, Y. & Kelly, 2017).

In den letzten Jahrzehnten wurden neue dentale Keramikmaterialien wie Glaskeramiken, polykristallines Aluminiumoxid und Zirkonoxid-basierte Keramiken erfolgreich in die klinische Anwendung eingeführt, dies gelang vor allem durch neue Verarbeitungstechnologien, allen voran computergestützte Fertigungssysteme wie computer-assisted design/computer-assisted manufacturing (CAD/CAM) (Miyazaki et al., 2013).

In der Literatur finden sich Arbeiten, die die Materialeigenschaften der verschiedenen Zirkonoxid-Generationen mit konstanten Yttriumoxid-Gehalten untersuchten (Heffernan et al., 2002a, 2002b). Seit Kurzem wird Zirkonoxid mit unterschiedlichem Yttriumoxid-Gehalt in einem Material und daraus resultierenden Festigkeitsgradienten angeboten. Welche mechanischen Eigenschaften aus dieser Kombination resultieren, ist noch nicht umfassend untersucht.

Obwohl jegliche Bemühungen zur Steigerung der Transluzenz besonders im Frontzahnbereich wichtig sind, wurden die Auswirkungen mechanischer Belastung auf monolithische, festsitzende Prothesen aus Zirkonoxid wenig untersucht. Ziel der vorliegenden Studie ist es, die mechanischen Eigenschaften von monolithischen

dreigliedrigen Brücken aus farbgraduellen Materialien, die seit einigen Jahren auf dem Markt sind, mit einem neuen farb- und festigkeitsgraduellen Material zu untersuchen.

## **1.1 Von Porzellan zum Zahnersatz - die Geschichte dentaler Keramik**

Die Bezeichnung Porzellan wurde im 4. Quartal des 13. Jahrhunderts von Marco Polo verbreitet, abgeleitet vom italienischen Wort „procellana“ als Bezeichnung für die Kaurimuschel. In seiner Beschreibung stellte er einen Vergleich der Härte, Transluzenz und filigranen Gestaltung des chinesischen Porzellans mit der Muschel auf (Meicun & Zhang, 2018). Heutzutage wird der Begriff Porzellan für einen Verbund aus Kaolin, Quarz und Feldspat verwendet, der unter Einwirkung hoher Hitze, dem Brennen, hergestellt wird, (Falkensammer F, 2013). Das Wort Keramik kommt ursprünglich aus dem Griechischen, abgeleitet von „keramos“, und bedeutet Ton und die aus ihm durch Brennen hergestellten Erzeugnisse (Nair et al., 2023).

Unter den Historikern herrscht Einigkeit, dass die Anfänge der Keramik in China liegen (Wu et al., 2012). Die im chinesischen Raum ansässigen Siedler nutzten Schlamm und Ton, um Gefäße herzustellen und diese in Öfen zu brennen. Dabei konnte keine vollständige Verschmelzung der Partikel erreicht werden, was zu porösen Strukturen führte, die keine Flüssigkeit halten konnten. Diese Materialien werden historisch als Steingut betrachtet. Erst viel später gelingt es durch erhöhte Brenntemperaturen die Rohstoffe zu sintern, eine höhere Härte und Undurchlässigkeit gegenüber Wasser zu erreichen, diese Werkstoffe werden als Steinzeug bezeichnet. Durch Verbesserungen im Herstellungsprozess wurde schließlich die Porzellantechnologie entwickelt, womit die Herstellung harter dünnwandiger Gefäße mit transluzenten Eigenschaften möglich wurde. Diese Materialien werden synonym ihres Ursprungsortes als Chinawaren bezeichnet.

Trotz beachtlicher Anstrengungen gelang es dem europäischen Handwerkerk nicht, die chinesische Keramiktechnologie zu entschlüsseln. Ihre Produkte konnten nur dem Vergleich mit Steinzeug, aber nicht mit orientalischem Porzellan standhalten (Meicun & Zhang, 2018). Erst im Jahre 1717 gelang es Francis Xavier d'Entrecolles das Vertrauen chinesischer Töpfer zu erlangen und den Porzellanherstellungsprozess zu erlernen (Jones, 1985). Réne-Antoine Ferchault de Réaumur wird zugeschrieben, die Zusammensetzung des chinesischen Porzellans gefunden zu haben: Ton (50%), Feldspat (30%) und Quarz (20%). Auf Basis dieser Informationen konnte die europäische Porzellanherstellung etabliert werden (Nair et al., 2023).

Die Anwendung von Keramik in der Zahnheilkunde wurde erstmals durch den französischen Chemiker Alexis Duchateau vorgeschlagen, der in Zusammenarbeit mit dem Zahnarzt Dubois de Chemant arbeitete, um die erste vollständige Zahnprothese herzustellen. Das verwendete Material war eine Mischung aus Kalifeldspat, Quarz und Kaolin (Binns, 1983) und die Ergebnisse dieser Zusammenarbeit konnten 1797 publiziert werden (Dubois de Chémant, 1797). Da Porzellan die ästhetischen und hygienischen Ansprüche als Ersatz natürlicher Zähne erfüllte, gab die Arbeit von Duchateau anderen den Anstoß, die Entwicklung von Keramik mit neuartigen chemischen Zusammensetzungen und Herstellungsverfahren fortzusetzen, um Zahnersatz zu fertigen, dessen Transluzenz und Farbe natürlichen Zähnen ähnelte (Isgrò & Sachs, 2015).

Giuseppangelo Fonzi fand um 1808 eine Methode zur Herstellung von Zahnersatz aus Porzellan. Fonzi entwickelte eine Technik, um Platinstifte an der Rückseite der Zähne anzubringen, was eine Befestigung der Zähne an der Prothesenbasis ermöglichte.

Charles H. Land führte 1886 in Detroit die erste dentale keramische Restauration für einen präparierten Zahn durch (McLean, 1979). Als Grundlage der Keramik wurde ein hochschmelzendes Feldspatmaterial mit fünfzehn Volumsprozent kristallinem Quarz verwendet, das über eine Platinfolie kondensiert wurde. Diese wurde direkt am präparierten natürlichen Zahn angepasst. Durch den hohen Feldspatanteil wies das Material transluzente Eigenschaften auf, zeigte aber auch eine ausgeprägte Sprödigkeit (McLean, 1980). Zu diesem Zeitpunkt war der Hauptnachteil der Keramik die geringe Festigkeit, was ihren Einsatz einschränkte.

Die Entwicklung dentaler Keramik wurde in Folge konsequent vorangetrieben und in den 1950er-Jahren wurde Porzellan durch die Zugabe von Leuzit erfolgreich mit Goldlegierungen kombiniert, um den thermischen Ausdehnungskoeffizienten zu erhöhen und die Haftung am Metall zu verbessern. Charles Brecker (Brecker, 1956) veröffentlichte in der Zeitschrift *Journal of Prosthetic Dentistry* einen Artikel mit dem Titel „Porcelain baked to gold—A new medium in prosthodontics“ (Porzellan auf Gold gebrannt – Ein neues Medium in der Prothetik), der zu diesem Herstellungsprozess. Zu seiner Zeit wurden Iridium-Platin-Legierungen, Palladiumlegierungen und Goldlegierungen für metallkeramische Restaurationen verwendet. Brecker bevorzugte aufgrund der einfachen Gusstechnik und der Passgenauigkeit Goldgusslegierungen für die Unterstruktur. Tatsächlich goss er einen Gold-Fingerhut über die angepasste Platinfolie. Er erkannte, dass Porzellan ohne Oxidbildung nicht mit dem Metall verschmilzt, trug daher eine rote

Kadmiumverbindung auf die metallische Oberfläche auf und erhitzte diese vor der Porzellanapplikation. Er bezeichnete dies als feuerfestes Benetzungsmittel. Schon damals verwendete er zwei Schichten von opakem Porzellan, Körperporzellan und Glasur. Die von Brecker die beschriebene Technik gleicht der heutigen Praxis (Naylor, 1992).

Mit der Einführung des Vakuumbrandes stieg die Dichte und Festigkeit konventioneller Dentalporzellane. Den echten Sprung schafften McLean & Hughes (McLean & Hughes, 1965) mit der Oxid-Verstärkung: Aluminiumoxid-Partikel in einer Feldspatmatrix reduzierten Rissausbreitung und steigerten die klinische Überlebensrate der Kronen.

Die Entwicklung und Verbesserung der Keramik in der Zahnheilkunde zog sich in den 1980er Jahren mit glaskeramischen Werkstoffen und Heißpresstechnik fort (Fu et al., 2020). Die Einführung von Zirkonoxid in der Zahnmedizin erfolgte in den 1990er-Jahren (Ramesh, 2012), nachdem eine klinische Anwendung in der Orthopädie bereits in den 1970er-Jahren erfolgte (Kenneth et al., 2013). Anfangs war vollständig gesintertes Zirkonoxid am Markt erhältlich. Das Material zeigte eine außergewöhnliche Härte, was auch Auswirkungen auf die Verarbeitbarkeit zeigte. Der Fräsvorgang dauerte oft mehrere Stunden (Kieschnick & Stawarczyk, 2022). Ende der 1990er-Jahre konnte die Firma Degudent einen entscheidenden Fortschritt mit der Einführung des sogenannten Grünlings erzielen. Dieses Material war durch die enthaltenen Bindemittel deutlich weicher und konnte besser verarbeitet werden. Diese Zusätze wurden erst beim anschließenden Sinterprozess, der Erhitzung des Rohlings unterhalb der Schmelztemperatur, vollständig entfernt. Allerdings war das Risiko von Beschädigungen während der Bearbeitung aufgrund der geringen Materialhärte hoch. Heutzutage sind sogenannte Weißlinge in Verwendung, sie werden industriell vorgesintert, wobei sämtliche Bindemittel ausgebrannt werden. Dadurch erhält das Material eine ausreichende Stabilität für die maschinelle Bearbeitung. Auf dieser Basis konnte sich Zirkonoxid in der Zahnmedizin etablieren – zunächst in Form von Ronden für die zahntechnische Anwendung, später auch als Blöcke für die Chairside-Fertigung von Einzelzahnrestorationen und kleineren Brücken (Kieschnick & Stawarczyk, 2022). Die frühen Generationen von Zirkonoxid zeichneten sich zwar durch eine sehr hohe Festigkeit aus, waren jedoch opak und tetragonal metastabil. Daher wurden sie fast ausschließlich mit Verblendkeramiken kombiniert, um eine ästhetisch ansprechende Wirkung zu erzielen.

Was zu einem vermehrten Einsatz von Keramik in der restaurativen Zahnheilkunde führte. Um der Nachfrage nach einer vereinfachten, vollständig monolithischen Verarbeitung gerecht zu werden, wurde das tetragonal metastabile Zirkonoxid von den Herstellern gezielt

weiterentwickelt (Kieschnick & Stawarczyk, 2022). In der sogenannten zweiten Generation gelang dies durch Verringerung der Korngröße sowie Reduktion des Aluminiumoxidgehalts, der zudem gezielt an den Korngrenzen positioniert wurde. Diese Anpassungen führten zu einer verbesserten Transluzenz, während die mechanischen Kennwerte im Wesentlichen auf dem hohen Niveau der ersten Generation verblieben.

Um die optischen Eigenschaften von Zirkonoxid stärker an jene glashaltiger Silikatkeramiken anzugleichen, wurde die Materialentwicklung konsequent vorangetrieben (Kieschnick & Stawarczyk, 2022). Mit der im Jahr 2015 eingeführten dritten Generation von Zirkonoxiden rückte die kubische Phase in den Fokus. Diese zeichnet sich durch größere Kristallstrukturen aus, die dem Werkstoff eine deutlich höhere Transluzenz verleihen. Typischerweise liegt bei diesen Materialien ein Mischverhältnis von etwa 50 % kubischer und 50 % tetragonaler Phase vor. Je nach Hersteller können Transluzenzwerte erzielt werden, die sich denen von Silikatkeramiken annähern (Kieschnick & Stawarczyk, 2022). Neben der gesteigerten Lichtdurchlässigkeit wurden zudem weitere optische Eigenschaften wie Fluoreszenz und Opaleszenz verbessert. Im Gegenzug mussten jedoch Einbußen bei den mechanischen Kennwerten in Kauf genommen werden, die im Vergleich zu den Vorgängermaterialien merklich geringer ausfallen.

Die vierte Generation von Zirkonoxid wurde 2017 eingeführt. Sie setzt sich zu etwa 30 % aus kubischer und zu 70 % aus tetragonaler Phase zusammen. Dadurch konnten die mechanischen Eigenschaften gegenüber der dritten Generation weiter verbessert werden. Gleichzeitig blieb die Transluzenz auf einem hohen Niveau, fällt jedoch etwas geringer aus als bei den zuvor eingeführten hochtransluzenten Materialien.

Auf der Internationalen Dentalschau (IDS) 2019 wurde darüber hinaus das Konzept des Multi-Generationen-Zirkonoxids vorgestellt (Kieschnick & Stawarczyk, 2022). Hierbei werden in einem einzigen Rohling verschiedene Zirkonoxidtypen kombiniert. Das Material weist im Kern – beispielsweise in den Verbinderbereichen – eine hohe Festigkeit durch den Einsatz von 3Y-TZP auf, während inzisal eine gesteigerte Transluzenz durch 4Y- oder 5Y-TZP erzielt wird. Farbverläufe entstehen durch abgestufte Pigmentierungen (z. B. gelb, rosa, grau oder weiß) im Pulver, während die optischen Eigenschaften durch den Anteil der jeweiligen Zirkonoxidgeneration bestimmt werden. Mittlerweile sind mehrschichtige Rohlinge in unterschiedlichen Varianten weit verbreitet und werden von zahlreichen Herstellern angeboten. Die Rohlinge enthalten drei bis sieben übereinanderliegende

Schichten, die durch ihren integrierten Farbverlauf eine deutlich vereinfachte Umsetzung ästhetisch ansprechender Restaurationen ermöglichen (Kieschnick & Stawarczyk, 2022).

Grundsätzlich gilt: Je heller die Einfärbung des Materials, desto höher seine Transluzenz (Kieschnick & Stawarczyk, 2022).

### **Wirtschaftliche Relevanz dentaler Keramik**

Auf dem weltweiten Dentalmarkt konnte in den letzten Jahrzehnten eine steigende Nachfrage nach ästhetisch hochwertigen, biokompatiblen und langlebigen Restaurationen beobachtet werden. Keramische Werkstoffe, insbesondere Oxidkeramiken, darunter mit großem Marktanteil Zirkonoxid (Ghosh, 2025), etablierten sich als bedeutendste Materialklasse. Einem Bericht der Marktforschungsagentur Future Market Insights aus dem Jahr 2025 zufolge wird der globale Markt für zirkonbasierte Dentalkeramiken von ca. US\$ 328,8 Mio. (2025) auf US\$ 771,2 Mio. (2035) wachsen und Zirkonoxid Discs einen sechzigprozentigen Marktanteil einnehmen (Ghosh, 2025).

Die wirtschaftliche Bedeutung dentaler Keramik kann anhand der Inzidenz oraler Erkrankungen, insbesondere des Hartschubstanzverlustes, bemessen werden. Laut WHO-Analysen sind  $\approx 3,5\text{--}3,7$  Milliarden Menschen von dentalen Erkrankungen betroffen (Benzian & Watt, 2022). 2019 wurden  $> \text{USD } 380$  Mrd. direkte Gesundheitsausgaben für die wichtigsten oralen Erkrankungen ausgewiesen, die gesamten weltweiten wirtschaftlichen Auswirkungen wurden für 2019 auf  $\sim \text{USD } 710$  Mrd. geschätzt (Benzian & Watt, 2022).

Für Zahnarztpraxen ergibt sich durch die höhere Akzeptanz ästhetischer Behandlungen und die damit verbundene Zahlungsbereitschaft der Patientinnen und Patienten ein ökonomischer Vorteil. Studien zeigen, dass ästhetische Ansprüche als entscheidendes Motiv für die Wahl vollkeramischer Restaurationen gelten (Samer et al., 2017). Besonders in Privatpraxen und im Wahlzahnarztsektor sind Keramiken ein wichtiger Umsatzfaktor, da sie häufig außerhalb der Kassenleistung liegen und eine margenstarke Individualleistung darstellen (Nayar et al., 2015; Samer et al., 2017).

## 1.2 Dentale Keramik

Keramik ist ein nichtmetallischer, anorganischer Werkstoff, der zum Teil kristallin und in Wasser nahezu unlöslich ist (Strub et al., 2019). Die Beliebtheit keramischer Werkstoffe in der Zahnmedizin ist vorwiegend in ihren lichtleitenden- bzw. lichtbrechenden Eigenschaften begründet. Im Gegensatz zu Nichtedelmetallen oder Goldlegierungen verhält sich Keramik gegenüber anderen Materialien indifferent und beeinflusst diese nicht (Kunzelmann et al., 2008). Dentale Keramiken zeigen zudem eine hohe biologische Verträglichkeit und isolieren die Pulpa gegenüber chemischen, thermischen und mechanischen Reizen. (Kunzelmann et al., 2008). Ein weiterer Vorteil ist die verbesserte Ästhetik, während die Sprödigkeit einer der Nachteile bei belastungstragenden Restaurationen ist (Miyazaki et al., 2013).

Die hohe Kraftaufnahmefähigkeit von Dentalkeramiken, welche selbst die von Metallen übersteigt, trägt ebenfalls zur Eignung der intraoralen Anwendung bei (Arnetzl, 2012; Falkensammer F, 2013). Die Eigenschaften dentaler Keramiken werden durch ihre Zusammensetzung und Verarbeitung definiert. Die Zusammensetzung dentaler Keramiken besteht vorwiegend aus: Feldspat (70-80 %), Quarz (10-30 %) und Kaolin (0-3 %). Durch Beimengung von Zusatzstoffen wie z. B. Kalium oder die Veränderung der Quarzmenge können Eigenschaften wie der Wärmeausdehnungskoeffizient oder die Leuzitkristallbildung beeinflusst werden. Eine hohe Sprödigkeit und das für Keramiken typische Riss-Bruchverhalten werden durch die unter hohen Temperaturen entstehenden kovalenten Bindungen beeinflusst (Falkensammer F, 2013).

Durch die strukturelle Einlagerung von Kristallen konnten Glaskeramiken verstärkt werden (Guazzato et al., 2004a). Da das herkömmliche Pulveraufbau- und Brennverfahren sehr techniksensitiv war, wurden leichter zu verarbeitende keramische Materialien benötigt. Um diese Nachfrage zu erfüllen, wurden gießbare und pressbare Keramiken entwickelt, die für keramische Einzelzahnrestaurationen verfügbar sind. Darüber hinaus stehen aktuell vorgefertigte verstärkte Glaskeramikblöcke für die Fräsbearbeitung mit CAD/CAM-Geräten zur Verfügung (Miyazaki et al., 2013).

(Kelly & Benetti, 2011) unterscheiden bei der Fertigung von vollkeramischem Zahnersatz zwei Ansätze. Erstens eine monolithische und zweitens eine geschichtete Herstellung, in der auf ein hartes polykristallines Gerüst hoch glashältige Keramiken ähnlich wie Veneers aufgebracht werden (Heffernan et al., 2002b); Guess et al., 2011; Conrad et al., 2007; Raigrodski, A. J. & Chiche, 2001; Raigrodski, Ariel J., 2004; Miyazaki et al., 2013)

## **Silikatkeramik**

Keramiken dieser Materialgruppe zeigen gute Lichtleitungseigenschaften; sie sind plaqueabweisend und passen sich optisch an die Umgebungsfarbe durch eine Art Chamäleoneffekt an (Kunzelmann et al., 2008). Silikatkeramik besteht aus einer natürlichen oder synthetisch hergestellten Feldspatmatrix mit eingelagerten Leuzitkristallen.

Beispiele solcher Keramiken sind Feldspat-, Glas-, Leuzit- oder Lithiumdisilikatkeramiken. Die Verarbeitung erfolgt entweder in Form einer Verblend-/Schichtkeramik nach additiver Fertigung oder wird durch Verpressen und Sintern zu einem Pressrohling weiterverarbeitet. Darüber hinaus ist die Herstellung von Pressrohlängen auch über ein Gussverfahren möglich, bei welchem die Glasschmelze direkt in die gewünschte Form gegossen, abgekühlt und anschließend einem zweistufigen thermischen Prozess unterzogen wird (Eichner, 1974).

Ebenfalls kann eine subtraktive Verarbeitung in CAD/CAM-Workflows in Form von fräsbaren Blöcken aus teilgesinterten Glasrohlängen, welche thermisch behandelt werden, erfolgen (Rosentritt, M. et al., 2018).

Das Indikationsspektrum für Silikatkeramiken umfasst Inlays, Onlays, Veneers, Teilkronen, Einzelkronen im Frontzahnbereich. Sie können aber auch zur Verblendung von Gerüsten verwendet werden (Kunzelmann et al., 2008).

## **Oxidkeramik**

Technisch bedeutende und in der Zahnmedizin angewandte Vertreter der Oxidkeramiken sind Zirkonoxid, Aluminiumoxid, Magnesiumoxid und Titanoxid. Im Gegensatz zu Silikatkeramiken weisen Oxidkeramiken keine Glasphase auf (Gerwin V. Arnetzl, 2012). Innerhalb dieser Gruppe werden Metalloxide mit unedlen Metallen gebildet. Dies führt zu einer schwächer ausgeprägten Lichtleitfähigkeit, mit einem weißlichen bis opaken Farbeindruck bei Betrachtung, jedoch zu einer höheren mechanischen Belastbarkeit sowie Röntgenopazität (Falkensammer F, 2013). Gemeinsam mit Silikatkeramiken zeigen Oxidkeramiken eine Resistenz gegenüber der Bildung eines Plaquebelages (Kunzelmann et al., 2008).

Der Indikationsbereich für Oxidkeramiken macht sie durch ihre hohe Stabilität zu einem geeigneten Gerüstmaterial im Front- wie auch im Seitenzahnbereich für eine spätere Verblendung. Auch für Implantatabutments und in der Doppelkronentechnik finden Oxidkeramiken klinische Anwendung (Größer, 2017; Merk, 2017).

Vollanatomische Restaurationen können sowohl im Seitenzahnbereich als auch im Frontzahnbereich aus Oxidkeramiken hergestellt werden (*Prettau® 4 Anterior® Zirkon | Zirkonzahn Worldwide*, 2024; Harada, K. et al., 2016; Kunzelmann et al., 2008).

Industriell gefertigte, dichte polykristalline Keramiken wie Aluminiumoxid, Zirkonoxid und Aluminiumoxid-Zirkonoxid-Komposite stehen für die Verwendung mit CAD/CAM-Technologie zur Verfügung. Im Bereich der Zirkonoxide wurden über die Jahre verschiedene Generationen entwickelt. Dabei zeigte Yttrium-teilstabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid (Y-TZP) bessere mechanische Eigenschaften und eine überlegene Bruchfestigkeit gegenüber anderen Oxidkeramiken (Christel et al., 1989; Guazzato et al., 2004b).

Wenn ein Riss an der Oberfläche von Y-TZP entsteht, führt die Spannungskonzentration an der Spitze des Risses dazu, dass sich das tetragonale Kristallgitter in ein monoklines Kristallgitter verbunden mit einer Volumenzunahme umwandelt. Im Bereich eines fortschreitenden Risses erzeugt diese spannungsinduzierte Umwandlung Druckspannungen, die die Risspitze vor der aufgetragenen Spannung abschirmen und die Bruchzähigkeit erhöhen (Hannink et al., 2000).

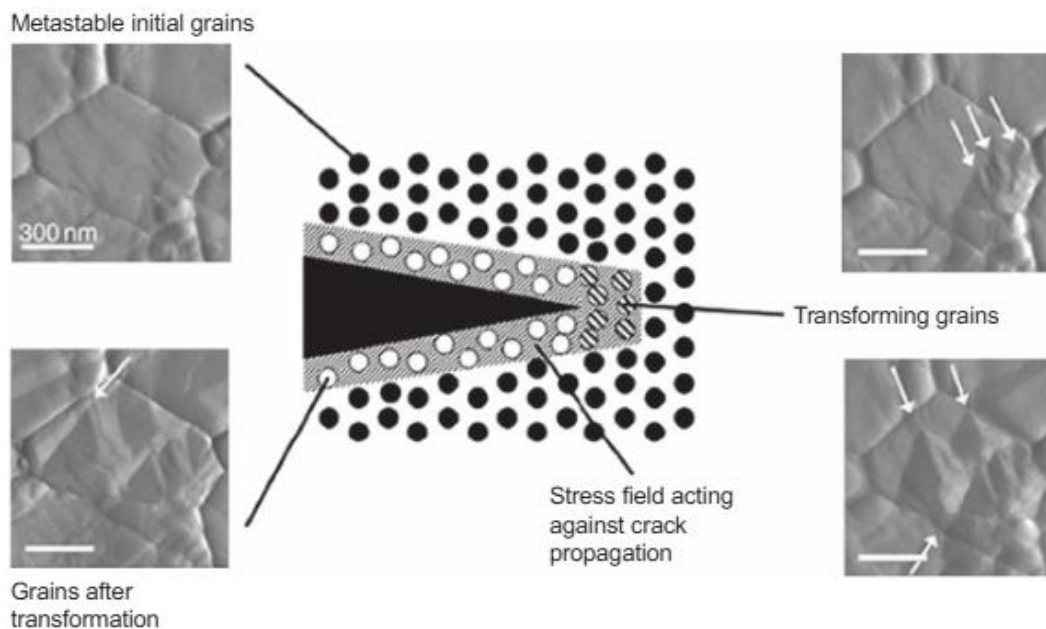


Abbildung 1 – Schematische Darstellung des Umwandlungsverstärkungs-Mechanismus (synonym: Transformationsverstärkung) in tetragonalen Zirkonoxid-Polykeramiken (TZP, Raster-Elektronen-Mikroskop. (Deville S, Chevalier J. J. *Am. Ceram. Soc.*, 2003, 86, 2225.)

### **1.3 Verarbeitung von Dentalkeramik**

Die Digitalisierung der Verarbeitungsprozesse in der Zahnheilkunde hat die Herstellung und Verarbeitung der dentalen Keramik maßgeblich beeinflusst. Von einer ursprünglich handwerklichen, kunstfertigen Arbeit durch ausgebildete Zahntechnikerinnen und Zahntechniker, erfolgt die Herstellung nun zunehmend automatisiert und mit Computerunterstützung. Die grundlegenden Schritte bleiben aber unverändert. Keramische Massen werden angemischt, gebrannt, ausgearbeitet und dann abschließend nochmals im Sinterverfahren, durch Hitzeeinwirkung, in die endgültigen Struktur gebracht.

#### **computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM)**

Die Abkürzungen CAD/CAM stehen für die Ausdrücke „computer aided design“ und „computer aided manufacturing“. Sie ermöglichen eine reproduzierbare, standardisierte und weitgehend automatisierte Fertigung von feststehendem Zahnersatz einhergehend mit einer Erhöhung von Präzision und Effizienz, da sie weitgehend unabhängig von menschlicher Arbeitskraft durchgeführt werden kann (Blatz & Conejo, 2019b).

(Blatz & Conejo, 2019a). Initial erfolgt der intraorale Scan der Präparation am Zahn bzw. an den Zähnen oder eines für Implantatsysteme konzipierten Scan-Körpers. In diesem Schritt werden die Geometrien optisch erfasst und in einen digitalen Datensatz umgewandelt. Alternativ kann auch ein konventionelles Gipsmodell durch Abformung der Präparation im Mund hergestellt und in einem Scanner digital übertragen werden. (D’Ambrosio et al., 2023) zeigten in ihrem Review auf, dass Patientinnen und Patienten mehrheitlich digitale Abformungen bevorzugen. Dies begründeten sie mit höherem Komfort bei der Abdrucknahme, reduziertem Würgereiz und einer schnelleren Umsetzung des Zahnersatzes. All dies trägt nach Auffassung der Autoren zur hohen Akzeptanz des digitalen Workflows bei (Abdulkarim et al., 2024).

Der gewonnene Datensatz kann in weiterer Folge am Computer mit geeigneter Software bearbeitet werden. In CAD-Anwendungen können die Restaurationen virtuell designt werden – von Einzelkronen über Brücken bis hin zu komplexen Implantatversorgungen. Der Zahntechniker bzw. die Zahnärztin definiert dabei Randverläufe, Okklusionskontakte und Einschubrichtungen. Für Multilayer-Zirkonoxide ist dabei insbesondere die Orientierung des Werkstücks innerhalb der Ronde von entscheidender Bedeutung, da der Farb- und Transluzenzverlauf der Schichten gezielt genutzt werden kann, um natürliche ästhetische Effekte zu erzielen (Suganna et al., 2022).

Wenn dieser Prozess abgeschlossen ist, wird der fertige Datensatz in maschinenlesbare Frässtrategien übersetzt und an eine Fräsmaschine übertragen. Dabei berechnet die Software die Werkzeugpfade unter Berücksichtigung der gewählten Materialeigenschaften, des Fräswerkzeugs und der angestrebten Oberflächenqualität. Anschließend startet der Herstellungsprozess, der als CAM bezeichnet wird (Beuer et al., 2008; Suganna et al., 2022).

### **Verarbeitung von Zirkonoxid**

Auf dem zahntechnischen Markt sind derzeit ungefärbte und gefärbte Zirkonoxidrohlinge verfügbar, diese können monochrom oder als Multilayer-Materialien ausgeführt sein (Zhang, Y. & Kelly, 2017). Je intensiver die Farbe des Rohlings, desto höher ist auch der Grad der Opazität. Zur Schneidekante hin nimmt diese Intensität ab und die Transluzenz steigt. Durch die Position des Werkstücks innerhalb des Rohlings kann durch den Techniker bzw. die Technikerin der Farbverlauf beeinflusst werden.

Aktuell werden nahezu ausschließlich vorgesinterte Rohlinge („Weißzustand“) in einer mathematisch berechneten vergrößerten Form mittels rotierender abtragender Werkzeuge (Fräsen) gefertigt (Denry & Kelly, 2008; Zhang, Y. & Kelly, 2017).

Eine Intensivierung der Forschungen im CAD/CAM-Bereich erfolgte in den 1970er Jahren, um einem zunehmenden Anspruch an die Ästhetik gerecht zu werden (Miyazaki et al., 2009). Zu dieser Zeit gab es mehrere Pioniere im Bereich CAD/CAM. Duret fertigte 1971 als Erster Kronen mittels eines numerisch kontrollierten Fräsgeräts, für das er eine digitale Abdrucknahme im Patientenmund und Konstruktion am Computer als Grundlage verwendete. Ebenfalls tat sich Moermann mit der Entwicklung des heute weit verbreiteten CEREC®-Systems hervor. Damit konnte der Grundstein für den Chairside-Workflow, in dem die Präparation und Herstellung des keramischen Werkstückes in der zahnärztlichen Ordination erfolgen kann, gelegt werden (Blatz & Conejo, 2019a; Miyazaki et al., 2009). Heute sind Fräsgeräte und der damit verbundene Workflow längst etabliert und die Handhabung von Software und Hardware deutlich einfacher.

Die Zerspanungstechnik kann nass und trocken erfolgen. Bei der Trockenfräsung wird auf eine Flüssigkeitskühlung verzichtet. Dies kann nur durch die Verwendung von Instrumenten mit geringem Durchmesser im Bereich von 0,5-2 mm erfolgen. Für diese Technik kommen Materialien wie Rohzirkon, PMMA oder unterschiedliche Kunststoffe, aber auch Chrom-Kobalt Legierungen in Frage. Es können Materialien sehr fein, härtere Materialien können gar nicht verarbeitet und die Dauer des Schleifprozesses im Vergleich zu anderen Verfahren

verlängert (METROL Co. Ltd.) werden. Bei der wassergekühlten Zerspanung kommt eine Wasserkühlung zum Einsatz, um die entstehende Hitze während des Schleifprozesses zu reduzieren. Dies ermöglicht das effiziente Bearbeiten härterer Materialien wie z. B. NEM-Legierungen und Titan, aber auch z. B. Keramiken wie e.max CAD (METROL Co. Ltd.).

Die größte Freiheit der Materialauswahl bieten Fräsen, die beide Techniken kombinieren.

Die Fertigungszeit kann sich durch den Wechsel der Kühlvariante verlängern und damit die Produktivität reduzieren. Im Vergleich zu den dezidierten Geräten kann der Wartungsaufwand höher ausfallen. (METROL Co. Ltd.)

Der Bewegungsumfang eines Fräsgerätes wird durch die Zahl der Achsen, über die dieses verfügt, definiert. Diese Freiheitsgrade sind umso größer, je mehr Achsen die Maschine hat (Bohez, 2002).

Bei der Fräsbearbeitung findet ein kartesisches Koordinatensystem aus drei Achsen Anwendung, jeweils eine x-, eine y- und eine z-Achse. Weitere Freiheitsgrade können durch das Hinzufügen weiterer Rotationsachsen erzielt werden. Dies kann beispielsweise durch eine weitere Achse erreicht werden, um die der Fräsblock rotiert werden kann (Blatz & Conejo, 2019a). Diese Geräte werden als 3 + 1 Achsen-Fräsgeräte bezeichnet. Viele Fräsgeräte wie z. B. die „Primemill“ der Firma Dentsply Sirona verwenden zwei Fräsen und zwei Motoren, um Präzision zu verbessern und die Fertigungszeit zu reduzieren (Dentsply Sirona).

5-Achsen-Fräsen finden im Laborbereich zunehmend Anwendung, da sie durch das Rotieren des Materialblockes weitere Zugangswinkel ermöglichen, mit denen auch Unterschnitte gefräst werden können. Zudem erreichen 5-Achsen-Fräsgeräte im Vergleich zu 4-Achsen-Fräsgeräten etwas bessere Werte (Bosch et al., 2014) in puncto Präzision.

Anschließend erfolgt ein sogenannter Sinterbrand zur Erreichung der endgültigen Festigung unter Materialschrumpfung. Dies kann unter mehrstündiger Dauer bei Temperaturen von ca. 1500 °C erfolgen oder mittels High-Speed Sinter-Verfahren, bei dem geeignete Materialien innerhalb von bis zu 20 Minuten verarbeitet werden können (Strub et al., 2019).

Der gesamte digitale Workflow ermöglicht eine verkürzte Produktionszeit, eine höhere Präzision sowie eine verbesserte Dokumentation der Fertigungsschritte. Zudem erlaubt der digitale Datenaustausch zwischen Praxis und Labor eine zeit- und ortsunabhängige Zusammenarbeit, insbesondere im Rahmen interdisziplinärer Behandlungsplanung (Cortes, 2022).

## **1.4 Bewertungsverfahren dentaler Keramik**

In der Literatur lassen sich grundlegende technische Parameter erheben, die zur Beschreibung der mechanischen Eigenschaften und deren Vergleich herangezogen werden können. Eine adäquate in vitro Simulation der multidirektionalen Belastungen der Kaukräfte hilft in der Vorhersage der kurzzeitigen klinischen Leistung und Langzeitüberlebensrate keramischer Restaurationen. Angesichts der spröden Natur von Dentalkeramiken und des fehlenden plastischen Verformungsverhaltens in ihrem Inneren können intraorale okklusale Belastungen zu Auswirkungen führen, die von subkritischem Risswachstum bis hin zu Versagen der Restauration reichen. Eine Bewertung der Beständigkeit gegen Biegebelastung und Zugbelastung, der Rissausbreitung und der Resilienz von keramischen Materialien kann das Verständnis ihres mechanischen Verhaltens und der Bruchmechanik verbessern (Al-Johani et al., 2024).

### **1.4.1 Technische Parameter**

#### **Biegemodul**

Misst anhand einer beidseits mittels Auflager unterstützten Materialprobe die auftretende kombinierte Druck- und Zugbelastung. Das Biegemodul stellt eine Maßeinheit für die Materialsteifigkeit dar. Flexible Materialien weisen ein niedriges Biegemodul auf. Das Biegemodul  $E$  wird in  $\text{kN/mm}^2$  angegeben (Arnetzl, 2012).

#### **Biegezugfestigkeit**

Die Biegefestigkeit eines keramischen Materials bestimmt dessen Widerstand gegen Biegekräfte, welche eine Kombination aus Zug-, Druck- und Scherkräften sind (Sakaguchi & Powers, 2011; Xu et al., 2015). Da Dentalkeramiken unter Zugspannung schwächer sind als unter Druckspannung, ist die Biegefestigkeit ein wichtiger zu untersuchender Parameter (Al-Johani et al., 2024).

Mittels normierter Prüfmethode (ISO 6872) wirkt eine Kraft mit zunehmender Intensität auf einen normierten Prüfkörper ein, bis es zum Bruch kommt. Sie ist ein Maß für die spontane Belastbarkeit bei einmaliger steigender Krafteinwirkung und wird in MPa oder  $\text{N/mm}^2$  angegeben. Die Norm ISO 6872 für Keramiken toleriert Stützweiten von 12 mm (Drei-Punkt-Biegung) und 16 mm (Vier-Punkt-Biegung). Angesichts der Abhängigkeit der Keramikfestigkeit vom Volumen (d. h. der Probengröße) könnten diese kürzeren Stützweiten jedoch zu inhärenten Prüf Fehlern führen, die durch die Miniaturisierung der Proben signifikant verstärkt werden (Lube et al., 1997). Methodisch können zur Prüfung 3-

Punkt-, 4-Punkt- und biaxialer Biegetests herangezogen werden (Arnetzl, 2012; Strub et al., 2019). Der 3-Punkt-Biegeversuch wurde traditionell als Standard-Biegefestigkeitstest für Dentalkeramiken favorisiert, da sein Testaufbau unkompliziert ist (Al-Johani et al., 2024). Studien haben gezeigt, dass beim 3-Punkt-Biegeversuch höhere Biegefestigkeitswerte erzielt werden als beim 4-Punkt-Biegeversuch, was auf die im letzteren größeren Bereiche mit Defekten zurückzuführen ist. Der Hauptnachteil uniaxialer Biegefestigkeitsprüfungen ist jedoch das Vorhandensein von Defekten entlang der Kanten der rechteckigen Probenoberflächen (Xu et al., 2015). Aus diesem Grund werden biaxiale Biegeversuche zunehmend eingesetzt, da ihre zentrale Krafteinleitung den Einfluss von Defekten an den Randflächen vernachlässigt (Hooshmand et al., 2008). All diese Tests ähneln sich darin, dass sie Zugspannungen auf der Oberfläche der Probe erzeugen, die der Stelle gegenüberliegt, an der die Drucklast aufgebracht wird. Ein bereits existierender kritischer Defekt, der sich im Bereich der maximalen Zugspannungen befindet, würde dann propagieren (sich ausbreiten) und zu einem katastrophalen Versagen führen (Al-Johani et al., 2024).

### **Bruchfestigkeit**

Die Bruchfestigkeit wird anhand realer Geometrien wie spezifischer Kronen- oder Brückendesigns bestimmt. Da es keine Normierung gibt, bezieht sich die gemessene Bruchfestigkeit immer auf die spezifische Probe. Einhergehend damit ist auch keine Vergleichbarkeit mit anderen Geometrien gegeben. Bruchfestigkeit wird in Newton angegeben (Arnetzl, 2012; Dorsch & Pfeiffer, 1996; Hölsch & Kappert, 1992).

### **Risszähigkeit**

Die Risszähigkeit  $N$  entspricht jenem Widerstand, der in einer Keramik der Ausbreitung eines Risses entgegengesetzt wird. Eine hohe Risszähigkeit spiegelt die Fähigkeit zur Verhinderung der Ausbreitung eines Risses im Material wider. Instabiles Risswachstum tritt ab dem kritischen Spannungs-Intensitätsfaktor ( $K_{Ic}$ ) auf.

Die Messung von  $N$  kann entweder durch auf Eindringung basierende Ansätze wie Vickers- oder Knoop-Eindring-Bruchtests (Scherrer et al., 1998; Žmak et al., 2019) oder durch folgende Bruchprüfverfahren mit in die Probenoberfläche eingebrachte und so vordeterminierte Risse erfolgen: einseitig V-gekerbte Biegebalken, Oberflächenriss-in-Biegung-Verfahren, Doppelbalken-Methode, Kompaktzugprobe, einseitig vorgerissene Biegeprobe, V-Kerb-Kurzstab und kerbfreier Dreikantprisma-Test (Ruse et al., 1996; Ruse, 2008). Die Angabe von  $N$  erfolgt in MPa oder  $N/mm^2$  (Arnetzl, 2012; Geis-Gerstorfer et al., 1993).

### **Weibull Modul**

Die Fähigkeit, einem Bruch unter Belastung zu widerstehen, wird bei Keramik aufgrund ihrer spröden Natur maßgeblich durch die Größe und die Verteilung der intrinsischen Defekte beeinflusst. Die Weibull-Statistik wird verwendet, da sie das Konzept des "schwächsten Glieds" berücksichtigt, was bedeutet, dass das Material dort versagt, wo der größte Defekt (oder die größte Schwachstelle) vorhanden ist – selbst, wenn die meisten Defekte klein sind (Al-Johani et al., 2024). Der Weibull-Wert beschreibt somit die mathematische Streuung der Festigkeit innerhalb keramischer Bauteile und stellt ein Maß für die Festigkeitsstreuung dar. Eine geringe Streuung führt zu einem hohen Weibull-Wert und weist auf eine hohe Zuverlässigkeit der Keramik in Bezug auf ihre Festigkeit hin. Der Weibull-Modul wird als  $m$  angegeben (Arnetzl, 2012).

### **Dauerfestigkeit**

Dauerfestigkeit dient zur Beschreibung, wie sich Keramik unter Betrachtung der Parameter Zeit und Belastung verändert und erlaubt somit die Bewertung der Materialbeständigkeit über die Zeit unter realistischen Bedingungen und wird in % Ausfallswahrscheinlichkeit angegeben (Arnetzl, 2012).

### **Struktur- bzw. Oberflächenbeschaffenheit**

Gibt Auskunft über die Qualität einer Keramik und wird unter anderem an ihrer strukturellen Zusammensetzung gemessen. Kleinste oberflächliche Risse und Poren fungieren als Rissursprünge, die bei Belastung zu Eintritt von Feuchtigkeit (Speichel) führen können. Flüssigkeiten können oberflächenaktiv inneren Druck auf die Keramik ausüben oder Bindungen der  $\text{SiO}_2$ -Tetraeder spalten und somit zu sogenannter Spannungskorrosion führen. Innere Strukturdefekte wie Sauerstoffeinschlüsse (Lunker) und inhomogene Schichtung können ebenfalls zur Schwächung des Werkstoffes führen (Arnetzl, 2012; Dorsch & Pfeiffer, 1996).

### **Wechsel-Biegefestigkeit**

Vergleicht die Biegefestigkeit von Keramiken in trockenem und feuchtem Milieu. Im Mittel reduziert sich die Biegefestigkeit von Keramiken unter feuchten Bedingungen um 50 Prozent (Arnetzl, 2012; Schwickerath, 1986).

### **Resilienz**

Die Fähigkeit eines Materials, einer elastischen Verformung unter Aufnahme von Energie stand zu halten und bei Nachlassen dieser seine ursprüngliche Form und Größe wieder anzunehmen, wird als Resilienz bezeichnet und in MPa angegeben (Arnetzl, 2012).

## 1.4.2 Klinische Farbbestimmung

Die Farbe natürlicher Zähne ist das Ergebnis eines komplexen Zusammenspiels optischer Effekte zwischen den unterschiedlichen histologischen Bestandteilen des Zahnes, und damit ein Überlagern der Farben und optischen Eigenschaften des Schmelzes, des Dentins und des Lichteinfallens. Die Beschreibung der Zahnfarbe erfolgt üblicherweise im CIELAB-Farbraum, mit den Dimensionen: Helligkeit ( $L^*$ ), Rot/Grün-Achse ( $a^*$ ) und Gelb/Blau-Achse ( $b^*$ ) (Lee, 2014). Der 1976 standardisierte  $L^*a^*b^*$ -Farbraum (auch: CIELAB, CIEL $^*a^*b^*$ , Lab-Farben) ist vom CIEXYZ-Farbraum abgeleitet, aber nutzt mit dem Ziel einer perceptiven Gleichabständigkeit einen dreidimensionalen Raum, bei dem der Grad der wahrgenommenen Helligkeit  $L^*$  senkrecht auf einer Farbebene ( $a^*, b^*$ ) steht (Wikipedia - Die freie Enzyklopädie).

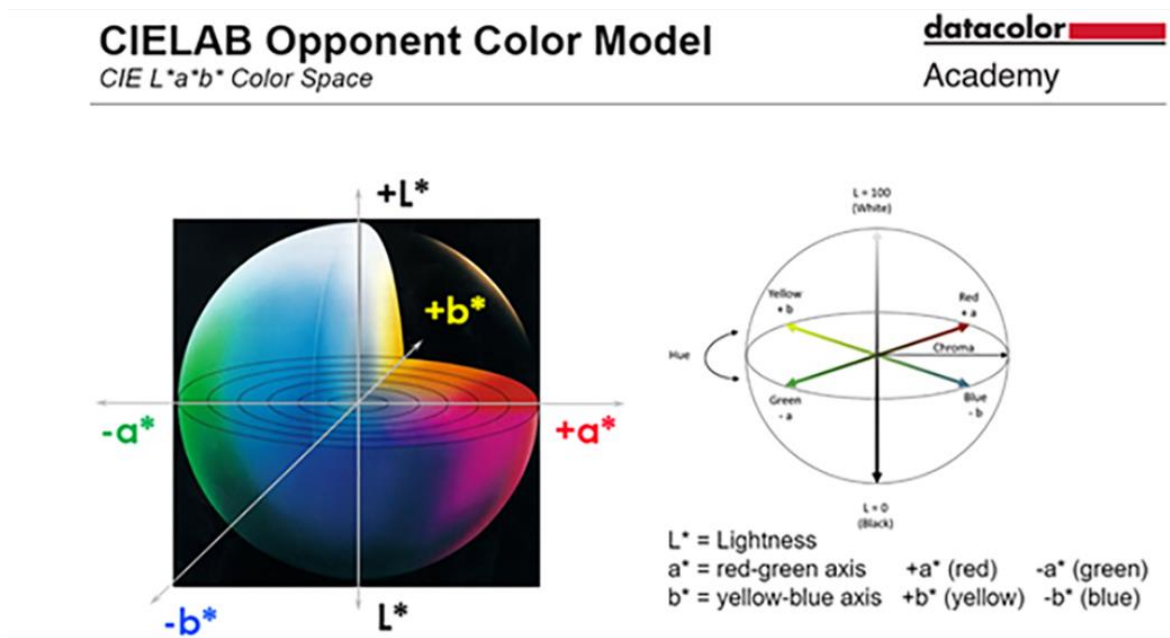


Abbildung 2 - CIELAB opponent color model  
Quelle: <https://www.datacolor.com/de/business-solutions/blog/was-ist-cielab/>

Ein menschlicher Zahn zeigt einen Farbverlauf innerhalb seiner Krone. Gingiva-nahe – zervikal – erscheint er meist dunkler (niedriger  $L^*$ -Wert), ist satter in der Farbe (höherer  $b^*$ -Wert) und zeigt geringere Transluzenz. Dies resultiert aus der geringeren Schmelzstärke und höherer Dentindicke.

Der mittlere Abschnitt der Zahnkrone weist meist einheitliche Farbwerte auf. Er bestimmt somit maßgeblich den farblichen Gesamteindruck der Zahnkrone. Im Bereich der Kaufläche und Schneidekante erscheint er durch die geringere Dentindicke und hohem

Transluzenzanteil des Schmelzes am hellsten (hohe L\*-Werte) und transluzenter. Dies ergibt eine grau-bläuliche Wahrnehmung bei Betrachtung.

Einfluss auf die Zahnfarbe haben die ethnische Zugehörigkeit, das Alter, sowie das Geschlecht, wobei Frauen einen geringeren Gelbanteil als Männer zeigen (Ghinea et al., 2025). Ebenfalls wird die Farbwahrnehmung durch den Lebensstil, Verfärbungen durch Lebensmittel, als auch die Mundhygiene und Abrasion verändert (Gasparik et al., 2025; Ghinea et al., 2025; Lee, 2014).

Die Farbbestimmung erfolgt in der klinischen Routine zumeist mittels Farbschlüsseln (zum Beispiel VITA, Deutschland). (Preston, 1980) schlug in der Publikation aus 1980 ein standardisiertes Vorgehen vor. Dies umfasste unter anderem die Bedingung einer sauberen Zahnoberfläche, eine Vermeidung der Austrocknung der Zahnoberfläche sowie die Wahl der Lichtquelle bzw. der Belichtung. Diese sollte bei natürlichem Licht vormittags zwischen 10:00 und 11:00 Uhr oder nachmittags zwischen 14:00 und 15:00 Uhr bei leicht bewölktem Himmel erfolgen. Direktes Sonnenlicht sollte vermieden werden. Der Einfluss der Umgebung auf die Farbwahrnehmung sollte reduziert, Lippen durch das Abhalten aus dem Sichtfeld entfernt werden. Die Zeitdauer der Betrachtung sollte bei fünf Sekunden liegen. Die Ausrichtung der Farbreferenz sollte idem zur Ausrichtung des betrachteten Zahns liegen, Schneidekante zu Schneidekante. (Borenstein, 1988) wies zusätzlich auf den Einfluss der Bestrahlung der Zähne mit ultravioletten Licht hin. Dabei zeigt sich eine bläulich weiße Farbe am natürlichen Zahn.

Weiters sind apparative Hilfsmittel verfügbar, die eine reproduzierbare Farbmessung zum Beispiel durch eine spektrophotometrische Messung ermöglichen (Paul et al., 2002). Dazu zählt Easyshade (VITA, Deutschland), das über eine optische Messung die Zahnfarbe bestimmt und in der VITA classical- und/oder Vita 3D-Master anzeigt.

Die spektrophotometrische Farbmessung erfolgt durch die Bestrahlung der Zahnoberfläche mit standardisiertem Licht. Dieses wird reflektiert oder transmittiert und im Spektralbereich von 380 – 720 nm gemessen und in numerischen Farbkoordinaten dargestellt, um einen reproduzierbaren Farbvergleich zu ermöglichen (Chu et al., 2005; Paravina & Powers, 2004; Paul et al., 2002).

## **1.5 Festsitzender Zahnersatz – Brückenversorgungen**

Brückenversorgungen bestehen aus den Pfeilerzähnen aufsitzenden Brückenankern sowie dem Brückenzwischenglied bzw. Brückenzwischengliedern bei weitspannigen Brückenversorgungen. Sie stellen das klassische Beispiel für parodontal getragenen Zahnersatz dar, da sie ausschließlich auf der Restbezahnung abgestützt sind und die Krafteinleitung über den parodontalen Halteapparat der Pfeilerzähne erfolgt. Sie dienen der Wiederherstellung von Funktion, Ästhetik und Phonetik nach dem Verlust eines oder mehrerer Zähne (Strub et al., 2019). Das Ziel einer Brückenversorgung liegt in der Wiederherstellung der Kaufunktion, der Erhaltung der Okklusionsverhältnisse sowie der Vermeidung von Zahnwanderungen oder elongierten Antagonisten. Die Auswahl des Werkstoffes bei Brücken ist für die klinische Langlebigkeit entscheidend. Metallkeramische Systeme weisen aufgrund ihrer hohen Festigkeit und bewährten Langzeitergebnisse nach wie vor eine große Bedeutung auf (Sailer et al., 2018). Eine Studie (Creugers et al., 1994) und eine Metaanalyse (Scurria et al., 1998) sind zu ähnlichen Ergebnissen gekommen und geben die Überlebenswahrscheinlichkeiten für festsitzenden Zahnersatz auf 90 % und 74 % nach 10 bzw. 15 Jahren an. (Scurria et al., 1998)(Creugers et al., 1994)

## **2. Material und Methoden**

### **2.1 Fragestellung**

Im Rahmen dieser Arbeit sollte geprüft werden, ob sich die mechanischen Eigenschaften dreier unterschiedlicher Multilayer-Zirkonoxidkeramiken unterscheiden und ob Multilayer-Zirkonoxidkeramiken einen natürlichen Farbverlauf nachbilden können.

Dazu wurde folgende Nullhypothese angenommen:

- Multilayer-Keramiken unterschiedlicher Hersteller unterscheiden sich nicht in der Bruchlast (bzw. maximalen Verformung).
- Multilayer-Keramiken unterschiedlicher Hersteller weisen keinen Farbverlauf auf.

### **2.2 Materialauswahl**

Sailer et al., 2018 zeigten in ihrer systemischen Übersichtarbeit auf, dass metallgerüstgetragene Brückenversorgungen jenen mit Zirkonoxidgerüsten überlegen sind. Bis heute gilt Metall-Keramik als der Goldstandard für die Herstellung von mehrgliedrigen, implantat- oder zahngetragenen festsitzendem Zahnersatz (Creugers et al., 1994; Walton, 2015). Im Allgemeinen sind Zweischichtmaterialien anfällig für Delamination oder Abplatzen, wie die materialwissenschaftliche Forschung gezeigt hat (Zhang, Y. et al., 2013). Das Abplatzen der Zirkonoxid-Verblendkeramik ist seit der Einführung von Rekonstruktionen auf Zirkonoxidbasis ein wiederholt gemeldetes Problem (Heintze & Rousson, 2010). Seine Häufigkeit wurde in einer systematischen Übersichtsarbeit bei zahngetragenen Rekonstruktionen mit vierundfünfzig Prozent angegeben (Heintze & Rousson, 2010). Studien zu implantatgetragenen Zirkonoxid-Brücken berichteten über Raten von bis zu fünfzig Prozent (Larsson & Vult von Steyern, 2016). Weiterentwicklungen der Zirkonoxid-Verblendkeramiken und der Verblendverfahren haben dazu beigetragen, die anfänglich hohen Inzidenzen des Abplatzens zu senken, dennoch bleibt das Problem die vorherrschende technische Komplikation. In jüngerer Zeit wurden stattdessen zunehmend Rekonstruktionen auf Zirkonoxidbasis verwendet, in dem Bemühen, Patientinnen und Patienten metallfreie Rekonstruktionen mit höherer Ästhetik und niedrigerem Preis anzubieten (Heintze & Rousson, 2010). Eine mögliche, interessante Alternative zu Zweischichtmaterialien (Zhang, Y. et al., 2013). In jüngerer Zeit wurden jedoch neue, transluzentere und/oder farbige neue Arten von Zirkonoxidkeramiken eingeführt, die den

Bedarf an Verblendkeramik reduzieren. Monolithische Zirkonoxid-Rekonstruktionen könnten eine vielversprechende Alternative zu den Zirkonoxid-Keramik-Rekonstruktionen sein und möglicherweise geringere Raten des Abplatzens der Keramik aufweisen. Die Literatur zu diesem Thema ist noch spärlich (Sailer et al., 2018; Zhang, Y. et al., 2013).

Zur Erweiterung der Literatur und Bearbeitung der geforderten Fragestellung erfolgte eine Auswahl der derzeit in Österreich am Markt befindlichen Multilayer-Zirkonoxide. Es erfolgte keine vorsätzliche Probenauswahl, lediglich nach Verfügbarkeit. Anhand der zur Verfügung stehenden Materialproben konnten in dem gewählten Versuchsdesign bei entsprechender Anordnung im Ronden jeweils fünf Werkstücke gefertigt werden.

### 2.2.1 Cercon yo ML A3 Disc

Cercon® yo ML (Abb. 3) der Firma DentsplySirona basiert auf einer Multilayer-Struktur mit 4 mol-% und 5 mol-%  $Y_2O_3$ -stabilisierten Schichten, wodurch unterschiedliche Phasenverteilungen (tetragonal/kubisch) gezielt kombiniert werden. Die Biegefestigkeit liegt laut Angaben bei  $\geq 850$  MPa (dreipunktgeprüft gemäß ISO 6872:2015). Die Transluzenz wird mit ca. 45 % Inline-Transluzenz bei 1 mm Schichtdicke (abhängig von Färbung und Schicht) angegeben. Es zeigt sich ein homogener Farbverlauf über den gesamten Block durch abgestufte Multilayer-Technologie. Die Indikationen für keramische Restaurationen mit diesem Material liegen laut Herstellerangaben bei monolithischen Einzelkronen, mehrgliedrigen Brücken, Teilverblendungen bis hin zu implantatgetragenen Restaurationen.



Abbildung 3 - Cercon yo ML

Quelle: <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/corporate/communications/press-releases/images/CORP-Press-Image-Cercon-yo-ML.png>

### 2.2.2 IPS e.max ZirCAD Prime

IPS e.max ZirCAD Prime ist das Produkt des Dentalprodukte-Herstellers Ivoclar Vivadent (Abb. 4). Die Rohstoffmischung, Herstellerangaben zufolge als GT (Gradient Technologie) bezeichnet, soll dem Produkt eine hohe mechanische Belastbarkeit und einen schichtfreien, graduellen Farb- und Transluzenzverlauf verleihen. Die IPS e.max ZirCAD Produktserie wird in unterschiedlichen Graduierungen, dies ermöglicht die Herstellung hochästhetischer monolithischer, teil- oder vollverblendeter Kronen bis mehrgliedrigen Brücken. Die Biegefestigkeit wird mit 1200 MPa angegeben (Denry & Kelly, 2008).



*Abbildung 4 - IPS e.max ZirCAD Prime*

*Quelle:*

*[https://www.cadfirst.de/fileadmin/user\\_upload/9608491139102\\_ips-emax-zircad-prime\\_ifu\\_DE\\_de.pdf](https://www.cadfirst.de/fileadmin/user_upload/9608491139102_ips-emax-zircad-prime_ifu_DE_de.pdf)*

### 2.2.3 Luxor Z True Nature, Bredent Group

Laut Herstellerangaben bietet Luxor Z True Nature (Abb. 5) ein Zirkondioxid, das stufenlose Verläufe in Farbe, Transluzenz und Festigkeit zeigt. Die Indikationen umfassen Full-Arch-Versorgungen, Brücken, Kronen und Implantate. Das Material weist laut Hersteller eine Biegefestigkeit von  $\geq 1.100$  MPa im zervikalen Bereich und  $\geq 750$  MPa im höheren inzisalen Bereich auf, die Lichtdurchlässigkeit, in den marktüblichen Transluzenzwerten gemessen, wird mit 40-45 % zervikal und 50-55 % inzisal angegeben.



Abbildung 5 - Luxor Z True Nature  
Quelle: [https://shop.heds.dental/wp-content/uploads/2024/08/LuxorZ-blank\\_0ab8763d-2236-4f72-88d5-67b30583a807-7.png](https://shop.heds.dental/wp-content/uploads/2024/08/LuxorZ-blank_0ab8763d-2236-4f72-88d5-67b30583a807-7.png)

### 2.3 Probenherstellung

Um eine adäquate Vergleichsuntersuchung der Proben sicherzustellen, erfolgte ein entsprechendes Design der Basis und folglich der Werkstücke. Ziel dieser Arbeit ist ein möglichst realitätsnaher *in vitro* Vergleich sein. Dementsprechend wurde ein Versuchsdesign etabliert, das einer Seitenzahnversorgung nachempfunden wurde.

Auf Zahnmodellen der Standardmodellserie ANA-4, (frasaco GmbH, Deutschland) erfolgte im Unterkiefer die Entfernung der Zähne 43 und 45 zur verbesserten Zugänglichkeit im Rahmen der Präparation. Die Fassungen der Zähne wurden mit Zahnwachs verschlossen (Abb. 6). Eine grobe Präparation der Kunststoffzähne gemäß prothetischer Richtlinien zum Stumpfdesign bei keramischen Versorgung wurde mittels Winkelstücken an der Behandlungseinheit (DentsplySirona Axano) durchgeführt. Weiterführend erfolgte eine Feinpräparation mit zahntechnischem Handstück. Dabei wurden die Minimalstärken für alle untersuchten Materialien eingehalten.

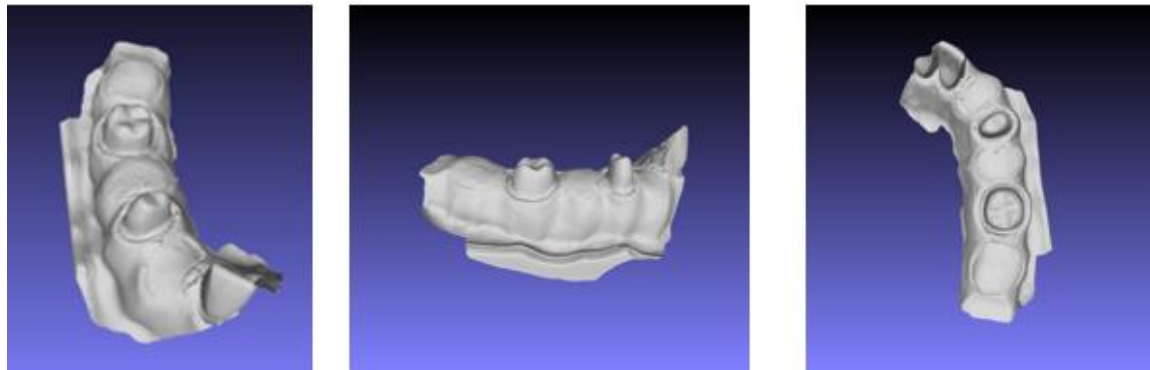


Abbildung 6 - Modellpräparation

Im nächsten Schritt des Versuchsaufbaus erfolgte eine Übertragung des analogen Modells in einen digitalen Datensatz (Abb. 7). Dies wurde mittels Laborscanner (inEos X5, Dentsply Sirona) erfasst. Dieses generierte 3D-Modell wurde anschließend digital getrimmt (Abb. 8).



*Abbildung 7 - digitales Modell*



*Abbildung 8 - Digitales Modell, getrimmt*

In weiterer Folge wurde die Modellbasis in Metall repliziert. Dies erfolgte mittels Mlab cusing R (Concept Laser, Deutschland) als selektives (Metall-)Laserschmelzen (SLM) der 3D-Daten. Remanium star cl (Dentaurum, Deutschland) wurde als zugrundeliegendes Metall zur Fertigung herangezogen.



*Abbildung 9 – Modellbasis*

Die Herstellung der Werkstücke erfolgte durch das zahntechnische Labor der Univ. Klinik für Zahnheilkunde und Mundgesundheits, Graz. Es wurde das materialtypische hausinterne Herstellungsprotokoll für Zirkonoxidkeramiken angewandt. Das Design der Brücken erfolgte nach einem Scan der präparierten Kunststoffzähne am FRASACO-Modell mit einem Intraoralscanner (Primescan, DentsplySirona).



*Abbildung 10 – Fräsvorgang - digitale Platzierung der Werkstücke innerhalb der Disc, Fräsvorgang, Gefräste Werkstücke*

Es wurde ein biomimetisches Werkstück hergestellt und anschließend in inlabCAD (Dentsply Sirona) importiert. Die geforderten Materialstärken wurden eingehalten und das Verbindersdesign entsprechend gestaltet. Pro Ronde wurden fünf Werkstücke gefräst (Abb. 10). Nach Beendigung des Fräsvorgangs wurden die Rohlinge mit dem Handstück aus dem Ronden getrennt und Überstände poliert. Gemäß der materialspezifischen Herstelleranforderungen erfolgte danach der Sinterbrand angepasst in der Temperatur und Zeit an die jeweilige Produkthanforderungen (infire HTC Speed, Dentsply Sirona). Zuletzt wurden die ausgearbeiteten gesinterten Brücken mit Polierpaste auf Glanz poliert.

## **2.4 Untersuchungen und Testverfahren**

### **Farbbestimmung und Darstellung des Farbverlaufs mittels VITA Easyshade**

Im Rahmen dieser Arbeit sollte die von den Herstellern beschriebene Schichtung und die daraus resultierende natürliche Ausprägung der Werkstücke dargestellt werden. Dies wurde mittels Easyshade (VITA, Deutschland) verifiziert. Dazu erfolgte eine standardisierte Messung an drei Punkten der Brückenkronen nach Reinigung der Werkstücke mit Wasserdampf und Trocknung. Zur Verschlüsselung der Messzonen wurde mittels plastischer Silikonmasse Optosil (Kulzer Austria GmbH, Österreich) ein Auflager hergestellt. Easyshade wurde am definierten Punkt angelegt und in die noch plastische Masse

gedrückt. Die Position wurde bis zur Aushärtung gehalten. Gemäß diesem Schema erfolgte die Herstellung der weiteren Schlüssel. Die auf diese Weise hergestellten Schlüssel codierten jeweils einen Messpunkt zervikal, mittig und inzisal (Abb. 11).

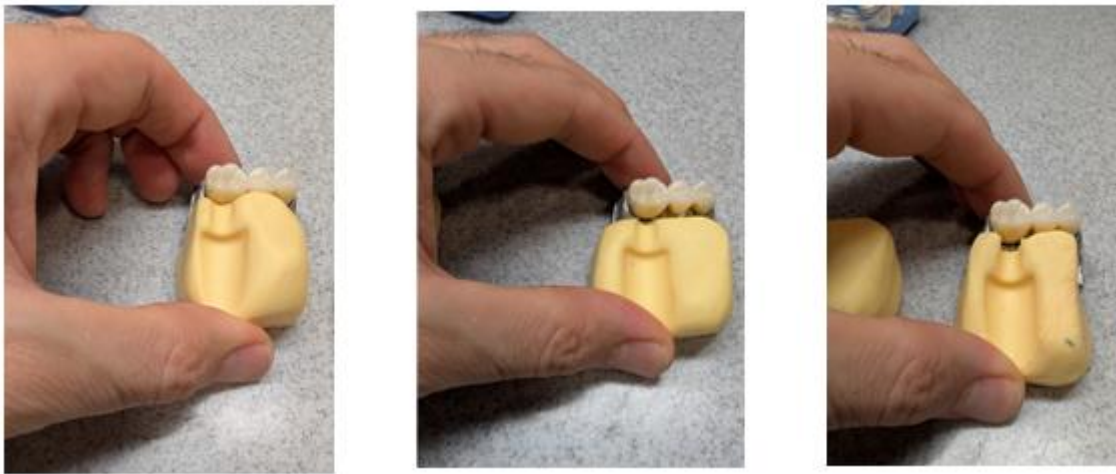


Abbildung 11 – Messpunkte, linkes Bild: inzisal, mittleres Bild: mittige Position, rechtes Bild: zervikal

Im nächsten Schritt wurden die Werkstücke nacheinander auf die Metallbasis aufgesetzt und es erfolgte eine Messung aller Proben. Messpunkt 1 (MP1) lag auf Höhe der Inzisalkante, MP2 im Bereich des Körpers, MP3 zervikal. Diese Messungen wurden jeweils drei Mal, somit in Summe 45 Messungen durchgeführt.



Abbildung 12 – Farbbestimmung

Zum adäquaten Vergleich der Farbwerte musste eine Umrechnung der VITA-Werte in CIELAB durchgeführt werden (Paravina et al., 2015) dies wird in Tab. 1 dargestellt.

### Umrechnung VITA-Farbtabelle zu CIELAB

Vita-Farbe	L*	a*	b*
A2	86	-0,5	7
A3	80	1	12
A3,5	76	2	14
B2	90	-1	10
B3	82	-1	13
B4	70	2	22
C1	90	0	5

**L\* = Helligkeit; a\* = Rot/Grün-Achse; b\* = Gelb/Blau-Achse.**

*Tabelle 1 - Umrechnung VITA-Farbschlüssel in CIALAB, Auszug relevanter Parameter bezogen auf die Ergebnisse*

## **Festigkeitsprüfung**

Zur Messung der Materialfestigkeit wurde die hergestellte Modellbasis in die Universalprüfmaschine Autograph AGS-X (Shimadzu Deutschland GmbH, Deutschland) eingebaut. Dazu wurde die Basis im Gerät gemäß dem definierten Druckpunkt platziert. Die Druckbelastungszone sollte gemäß des realitätsnahen Versuchsaufbaus in der Prämolarenzone lokalisiert sein. Zur Sicherung wurde eine fixe Arretierung geschaffen. Es wurde aus Plexiglas eine Fassung für die Basis hergestellt und diese anschließend mit klarem Kunststoff fixiert (Abb. 11 – A). Auf diese fixierte Basis wurden die hergestellten Brücken positioniert (Abb. 11 – B). Nach Prüfung des schaukelfreien Sitzes der Probe erfolgte die taktile Kontrolle des Randspaltens mittels zahnärztlicher Sonde. Die Werkstücke wurden mit TempBond (Kerr Corporation, USA) provisorisch befestigt. Es wurde Temp-Bond im Überschuss in beide Brückenkronen eingefüllt. Anschließend wurde das Werkstück an der Basis befestigt. Mit einem der klinischen Anwendung entsprechendem Druck wurde die Brücke aufgedrückt, sodass Überschuss aus dem Randspalt austrat und anschließend mit einem 100 g Gewicht für vier Minuten beschwert (Abb. 11 – C). Nach Aushärtung des provisorischen Befestigungsmaterials wurden Überstände mit der zahnärztlichen Sonde entfernt. Als Belastungszone wurde analog zum erwarteten Eintreten einer atypisch hohen physischen Belastung beim Kauakt die Prämolarenzone ausgewählt. Die Kraftübertragung erfolgte mittels einer 5 mm im Durchmesser haltenden Metallkugel zwischen den beiden bukkalen Höckern der Prämolaren (Abb. 11 – D). Hierdurch war eine reproduzierbare Versuchsanordnung gegeben.

Die Aufzeichnung der Druckbelastung erfolgte mit einem auf 10 kN kalibrierten Drucksensor (Force Transducer SSM-DAL-10KN, USA). Die Datenerfassung erfolgte mit der Prüfsoftware TrapeziumX (Version 1.5.6, Shimadzu Corporation, Deutschland) Die Testgeschwindigkeit betrug 1 mm/min. Die Belastung wurde bis zum Bruch fortgesetzt und die Werte der Bruchlasten (N) digital erfasst. Nach erfolgtem Bruch des Werkstückes wurde dieses entfernt und die Modellbasis von Materialresten gesäubert. Reste des Befestigungsmaterials wurden mit EuroSept Plus (Henry Schein, Österreich) abgewaschen.

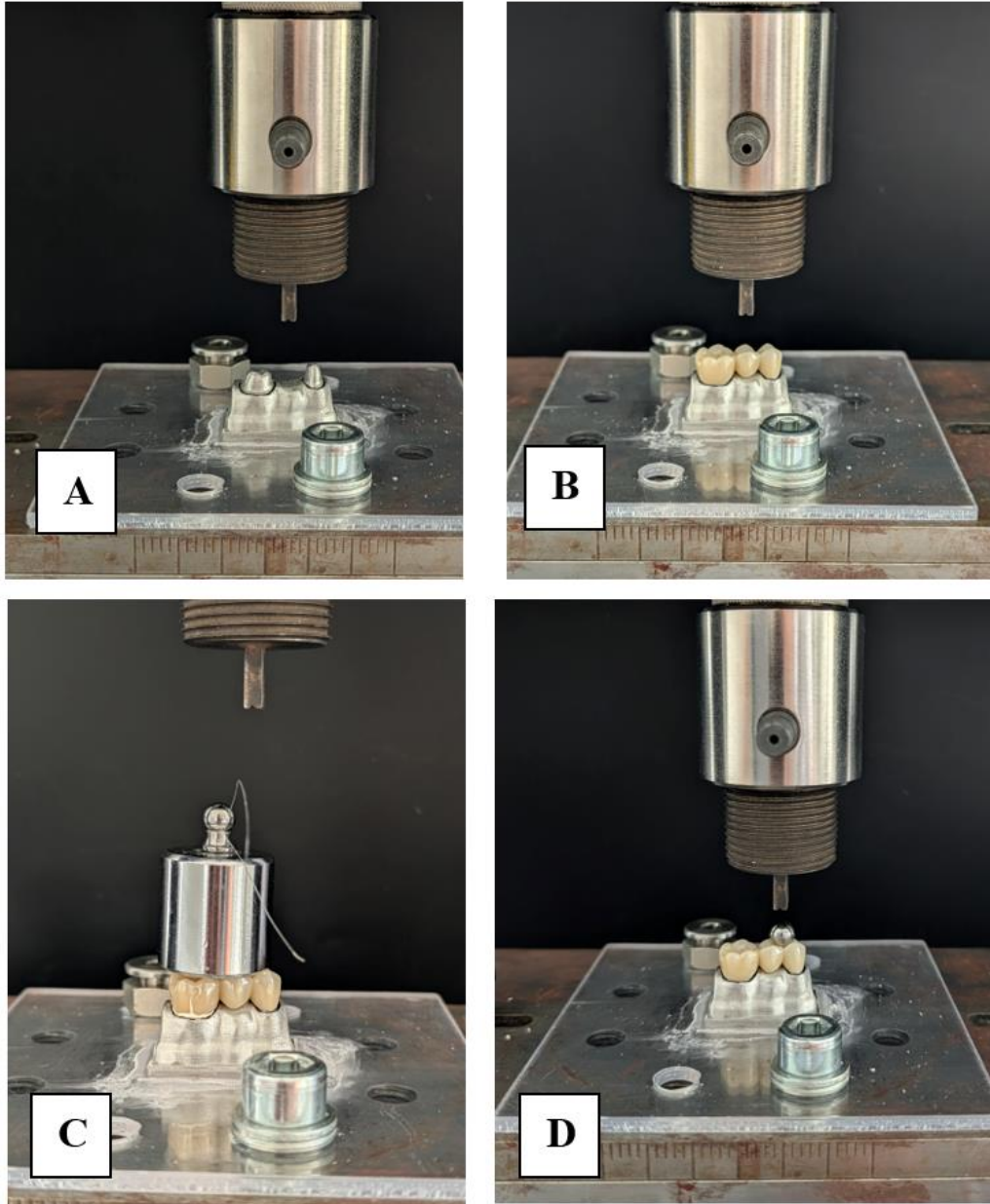


Abbildung 13 – Versuchsanordnung, Universalprüfmaschine Autograph AGS-X (Shimadzu Deutschland GmbH, Deutschland)  
 A: Metallbasis, B: Metallbasis mit Probe – Prüfung des Sitzes, C: Befestigte Probe, Abbindephase, 100g Gewicht,  
 D: Probe mit Kugel

## 2.5 Statistische Methodik

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit dem Ziel, Unterschiede zwischen den untersuchten Multilayer-Zirkonoxidkeramiken hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und der optischen Parameter zu identifizieren. Zur Prüfung der Hypothesen wurde ein einfaktorielles Varianzanalyse-Verfahren (ANOVA) angewandt. Dieses Verfahren ermöglicht den Vergleich von Mittelwerten mehrerer Gruppen und prüft, ob beobachtete Unterschiede zufällig oder systematisch bedingt sind. Im Gegensatz zu multiplen t-Tests reduziert die ANOVA das Risiko eines  $\alpha$ -Fehlers und ist daher für experimentelle Designs mit mehr als zwei Vergleichsgruppen methodisch vorzuziehen (Bewick et al., 2004).

Vor Anwendung der ANOVA wurde die Varianzhomogenität der Gruppen überprüft. Diese Voraussetzung besagt, dass die Varianzen der einzelnen Gruppen annähernd gleich groß sein müssen, um Verzerrungen in der F-Statistik zu vermeiden. Ergänzend wurden post-hoc-Analysen mit Holm-Korrektur durchgeführt, um paarweise Unterschiede zwischen den Gruppen zu identifizieren, ohne das Gesamt-Signifikanzniveau zu überschreiten.

Die Effektgröße wurde über  $\eta^2$  (Eta-Quadrat) angegeben, welche den Anteil der erklärten Varianz an der Gesamtvarianz beschreibt. Ein hoher  $\eta^2$ -Wert weist auf einen starken Zusammenhang zwischen Gruppenfaktor und abhängiger Variable hin.

Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Farbmessungen wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) berechnet. Dieser Koeffizient beschreibt die Übereinstimmung wiederholter Messungen unter gleichen Bedingungen und wird häufig zur Beurteilung der Reliabilität quantitativer Messmethoden eingesetzt (Koo & Li, 2016).

Alle Analysen wurden zweiseitig mit einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  durchgeführt. Neben der inferenzstatistischen Auswertung wurden deskriptive Kennwerte (Mittelwert, Standardabweichung, Variationskoeffizient, 95 %-Konfidenzintervall) zur Charakterisierung der Datenverteilung berechnet. Diese Kombination aus explorativer und analytischer Statistik ermöglicht eine fundierte Interpretation der Messergebnisse unter Berücksichtigung methodischer Limitationen und gewährleistet eine transparente Darstellung der Ergebnisse im Sinne der Good Scientific Practice.

### 3. Ergebnisse

Die Untersuchung umfasste 15 Proben, die Farb-Bestimmungen wurden an 45 Messtellen, an reproduzierbarer Position vorgenommen. Alle Proben konnten erfolgreich gebrochen werden, es zeigte sich innerhalb der Materialproben ein einheitliches Bruch-Muster. Bei der Farbuntersuchung zeigte sich ein gradueller Verlauf der Farbverteilung innerhalb der Zahnkronen.

Die Zielsetzung dieser Arbeit war zur prüfen, ob sich drei Testserien hinsichtlich ihrer mechanischen und optischen Eigenschaften unterscheiden.

Zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften wurde untersucht, ob sich Bruchlast im Druckversuch, bezeichnet als maximale Kraft (Kraftmax [N]), und maximale Verformung (Strecke max [mm]) unterscheiden. Die Nullhypothesen lauteten endpunktspezifisch: Die Mittelwerte von Serie 1, 2 und 3 sind gleich (jeweils für Kraft und Strecke).

H0 wurde für Kraftmax und Strecke verworfen, da sich in den durchgeführten statistischen Testverfahren, ANOVA und Holm-korrigierte Post-hoc-Tests, signifikante Unterschiede in den Gruppen darstellten. Die Signifikanz p lag bei der maximalen Kraft bei  $9.1 \times 10^{-4}$  und der maximalen Strecke bei  $1.8 \times 10^{-3}$ .

Die Prüfung der Nullhypothese in Bezug auf die Farbgebung konnte ebenfalls verworfen werden. In den durchgeführte ANOVA-Tests zeigten sich an den Messpunkten signifikante Unterschiede in der Helligkeit und den Farbachsen.

### 3.1 Farbbestimmung

Die Messungen an Proben der Serie y (Cercon yo ML A3 Disc) zeigten, dass Messpunkt 3 mit  $76.8 \pm 2.1$  im Schnitt den höchsten  $L^*$ -Wert aufwies und somit am hellsten war. Messpunkt 2 ( $70.0 \pm 0.0$ ) war am dunkelsten und gelbsten (Tab. 6). Messpunkt 1 ( $72.9 \pm 6.3$ ) lag dazwischen. Tab. 6 zeigt die mittelwertigen Messungen an den drei definierten Punkten, in Abbildung 14 ist dies visuell veranschaulicht. Der Vergleich der Mittelwerte mittels ANOVA-Test zeigte hochsignifikante Unterschiede in den durchgeführten Messungen der Helligkeit ( $p = 8.6 \times 10^{-5}$ ) und im Gelb/Blau-Anteil ( $p = 4.4 \times 10^{-9}$ ). Die Rot-Grün-Achse ( $a^*$ ) unterscheidet sich nicht signifikant. Die Unterschiede wurden in Abb. 14 grafisch dargestellt.

Messpunkt (n)	$L^*$	$a^*$	$b^*$
Messpunkt 1 (5)	$72.9 \pm 6.3$	$1.6 \pm 0.8$	$20.3 \pm 4.5$
Messpunkt 2 (5)	$70.0 \pm 0.0$	$2.0 \pm 0.0$	$22.0 \pm 0.0$
Messpunkt 3 (5)	$76.8 \pm 2.1$	$1.7 \pm 0.7$	$14.5 \pm 1.4$

**$L^*$  = Helligkeit;  $a^*$  = Rot/Grün-Achse;  $b^*$  = Gelb/Blau-Achse.**

Tabelle 2 - Farbmessung Cercon yo ML in CIELAB, Messpunkte - Mittelwerte und Standardabweichung der Farbachsen in CIELAB

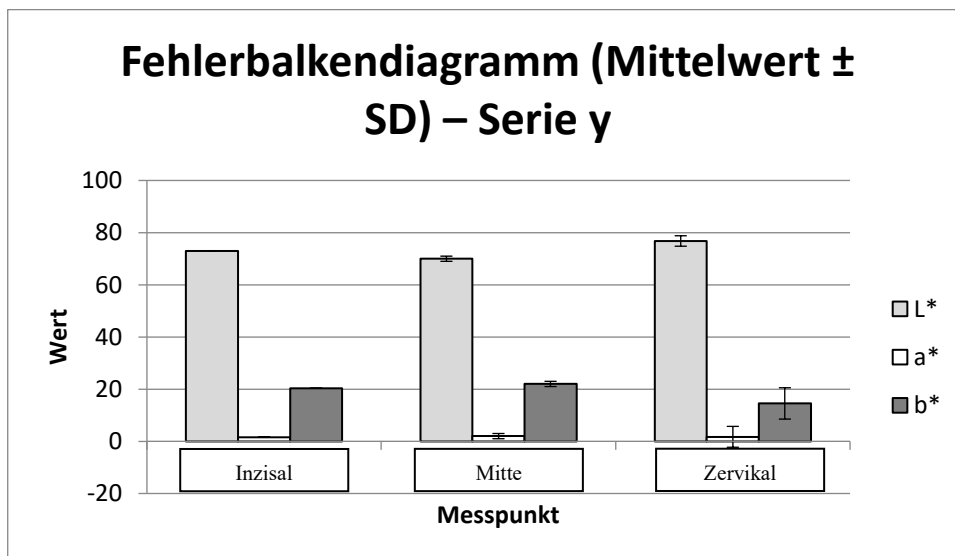


Abbildung 14 - grafische Darstellung der Messabweichungen VITA Easyshade,

Die Analyse der Farbmessungen im CIELAB-System der Proben p (IPS e.max ZirCAD Prime), in Tab. 7 dargestellt, zeigte deutliche Unterschiede zwischen den Messpunkten. Bezogen auf die Helligkeit ( $L^*$ ) zeigte sich im AVOVA-Test ein hochsignifikanter Unterschied ( $p = 1.3 \times 10^{-4}$ ). Messpunkt 2 ( $75.2 \pm 2.1$ ) und Messpunkt 3 ( $76.0 \pm 0.0$ ) weisen höhere Helligkeitswerte auf als Messpunkt 1 ( $72.5 \pm 3.0$ ), dargestellt in Tab. 7. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen den Messpunkten in der Rot/Grün-Achse, ( $p = 0.38$ ). Die Werte bewegen sich konsistent um  $\sim 2.0$ , unabhängig vom Messpunkt. In der Gelb/Blau-Achse ( $b^*$ ) fand sich ein hochsignifikanter Unterschied  $p = 1.8 \times 10^{-4}$ . Messpunkt 1 ( $18.5 \pm 4.0$ ) ist deutlich gelber als Messpunkt 2 ( $15.1 \pm 2.8$ ) und Messpunkt 3 ( $14.0 \pm 0.0$ ). Abb. 15 zeigt die grafische Auswertung der Mittelwerte und Standardabweichung der Messpunkte als Boxplot-Diagramm.

Mittelwerte der Farbmessung Serie p			
Messpunkt (n)	$L^*$	$a^*$	$b^*$
Messpunkt 1 (5)	$72.5 \pm 3.0$	$2.1 \pm 0.5$	$18.5 \pm 4.0$
Messpunkt 2 (5)	$75.2 \pm 2.1$	$2.0 \pm 0.0$	$15.1 \pm 2.8$
Messpunkt 3 (5)	$76.0 \pm 0.0$	$2.0 \pm 0.0$	$14.0 \pm 0.0$

$L^*$  = Helligkeit;  $a^*$  = Rot/Grün-Achse;  $b^*$  = Gelb/Blau-Achse.

Tabelle 3 - Mittelwerte der Farbmessung Serie p

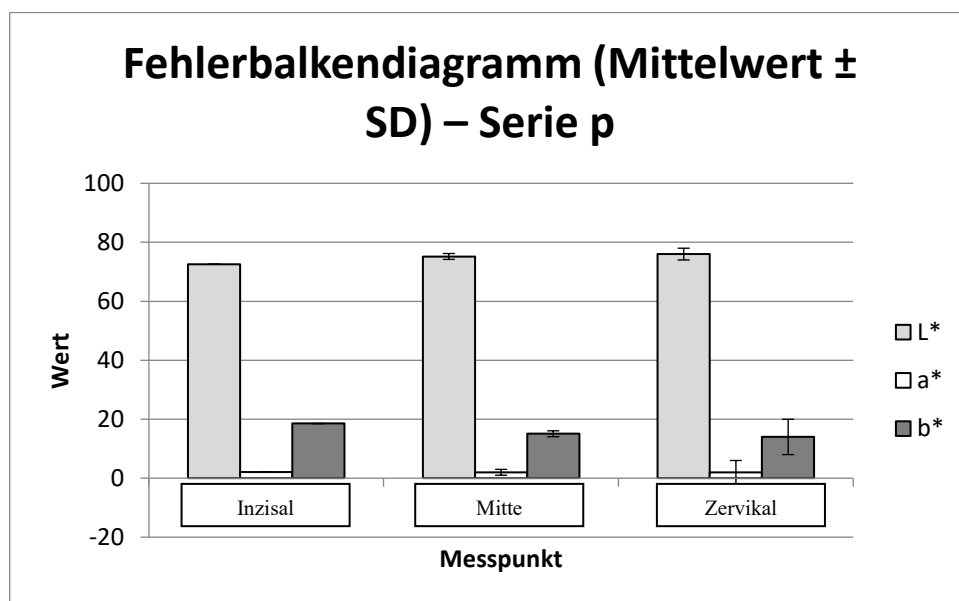


Abbildung 15 - Mittelwert und Standardabweichung

Die Analyse der Farbmessungen an den Proben der Werkstücke 1 (Luxor Z True Nature) zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten (Tab. 8). Bezogen auf die Helligkeit ( $L^*$ ) ergab der ANOVA-Test einen hochsignifikanten Unterschied ( $p = 6.5 \times 10^{-16}$ ), graphische Darstellung Abb. 16. Messpunkt 1 ( $88.7 \pm 2.0$ ) wies deutlich höhere Helligkeitswerte auf als Messpunkt 2 ( $81.5 \pm 0.9$ ) und Messpunkt 3 ( $81.1 \pm 2.1$ ), wie in Tab. 8 dargestellt. Für die Rot/Grün-Achse ( $a^*$ ) zeigte sich ebenfalls ein hochsignifikanter Unterschied ( $p = 1.2 \times 10^{-10}$ ). Messpunkt 1 ( $-0.8 \pm 0.2$ ) lag im leicht grünlichen Bereich, während Messpunkt 2 ( $0.2 \pm 0.4$ ) und Messpunkt 3 ( $0.6 \pm 0.6$ ) zunehmend ins Rötliche verschoben waren. Auch in der Gelb/Blau-Achse ( $b^*$ ) ergab sich ein hochsignifikanter Unterschied ( $p = 6.5 \times 10^{-6}$ ). Messpunkt 2 ( $16.7 \pm 2.5$ ) zeigte die höchsten Gelbwerte, während Messpunkt 1 ( $11.0 \pm 2.9$ ) und Messpunkt 3 ( $12.4 \pm 3.1$ ) deutlich niedrigere Werte aufwiesen.

Mittelwerte der Farbmessung Serie I

Messpunkt (n)	$L^*$	$a^*$	$b^*$
Messpunkt 1 (5)	$88.7 \pm 1.9$	$-0.8 \pm 0.2$	$11.0 \pm 2.9$
Messpunkt 2 (5)	$81.5 \pm 0.9$	$0.2 \pm 0.4$	$16.7 \pm 2.5$
Messpunkt 3 (5)	$81.1 \pm 2.1$	$0.6 \pm 0.6$	$12.4 \pm 3.1$

$L^*$  = Helligkeit;  $a^*$  = Rot/Grün-Achse;  $b^*$  = Gelb/Blau-Achse.

Tabelle 4 - Farbmessung Serie I, Mittelwerte

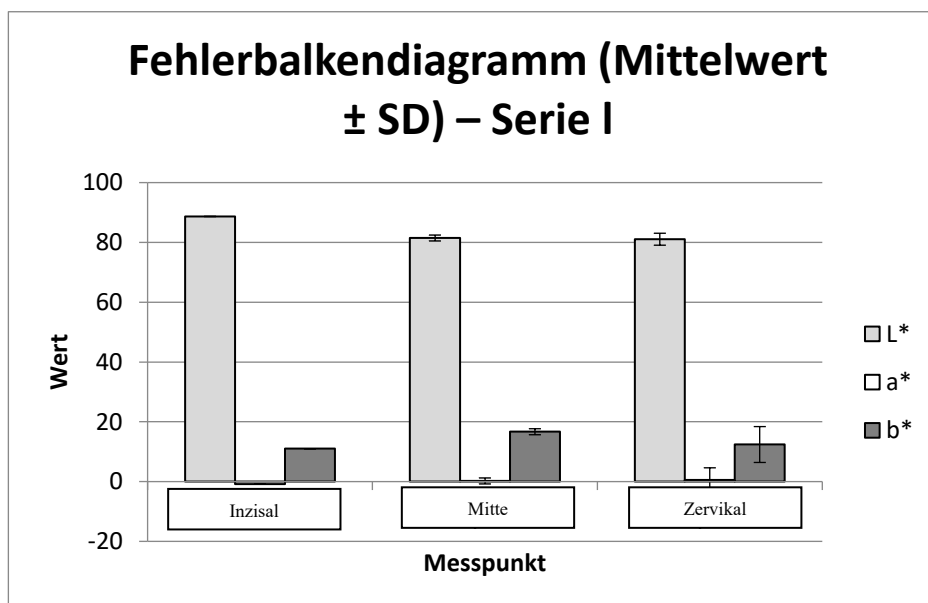


Abbildung 16 – Mittelwert und Standardabweichung

Die Analyse der Reproduzierbarkeit der Farbmessungen (Anhang) zeigte für alle drei untersuchten Materialien (IPS e.max ZirCAD Prime, Cercon yo ML und Luxor Z True Nature) eine sehr hohe Konsistenz zwischen den Wiederholungen. Die ANOVA-Tests ergaben durchgehend keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0.05$ ) zwischen den Wiederholungen an demselben Messpunkt. Die berechneten Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) lagen überwiegend im guten bis exzellenten Bereich (ICC = 0.75–1.0). In einzelnen Fällen war der ICC rechnerisch nicht definiert oder negativ

### 3.2 Festigkeitsprüfung

Die Auswertung zeigt deutliche Unterschiede zwischen den Serien und somit den unterschiedlichen Materialien. Die maximale Kraft lag bei Serie 1 (Cercon yo ML) bei  $3627 \pm 443$  N, Serie 2 (IPS e.max ZirCAD Prime):  $2622 \pm 305$  N und Serie 3 (Luxor Z True Nature):  $2782 \pm 201$  N, dargestellt in Tab. 9. Abb. 18 zeigt die individuellen Belastungskurven der Einzelproben jeweils um 0,25 mm versetzt. Serie 1 wies die höchsten Werte auf und war signifikant höher als Serie 2 und Serie 3; Serie 2 und 3 unterschieden sich nicht signifikant. Ebenso zeigten sich zwischen den drei untersuchten Serien deutliche Mittelwertsunterschiede (Tab. 14) in der maximalen Kraft ( $F(2,12)=13,26$ ;  $p=9,1 \times 10^{-4}$ ;  $\eta^2=0,69$ ). Damit liegt Serie 1 ca. +38 % über Serie 2 und +30 % über Serie 3; Serie 3 liegt etwa +6 % über Serie 2.

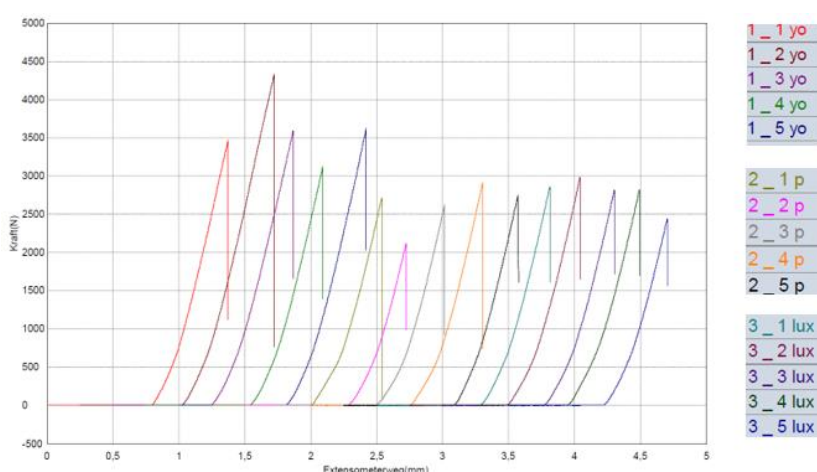


Abbildung 17 - Graphen - Druckbelastung, TrapeziumX, Extensionskurven um 0,25 mm versetzt dargestellt

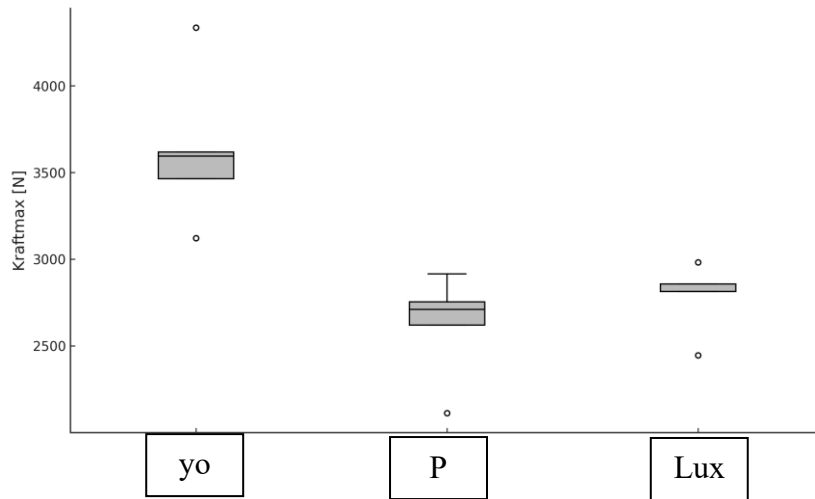


Abbildung 18 – Druckbelastung - Kraftmaximum, Boxplot

### Mittelwerte Druckversuch

Charge	Kraft max [N]	Strecke max [mm]	Material
1 (yo)	3626,99 ± 443,314	1,39593 ± 0,05272	Cercon yo ML
2 (p)	2622,23 ± 304,725	1,28135± 0,03891	IPS e.max ZirCAD
3 (lux)	2782,28 ± 200,621	1,27217± 0,04555	Luxor Z True Nature
gesamt	3010,50 ± 549,872	1,31649± 0,07222	

Tabelle 5 - Druckversuch, Mittelwerte

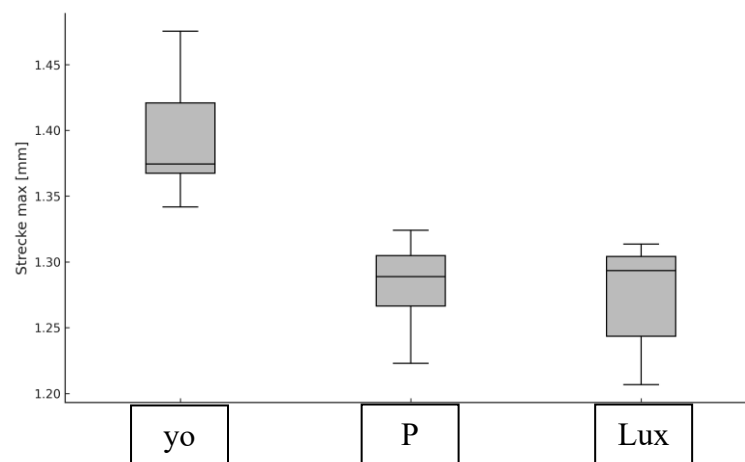


Abbildung 19 - Druckversuch - Wegmaximum, Boxplot

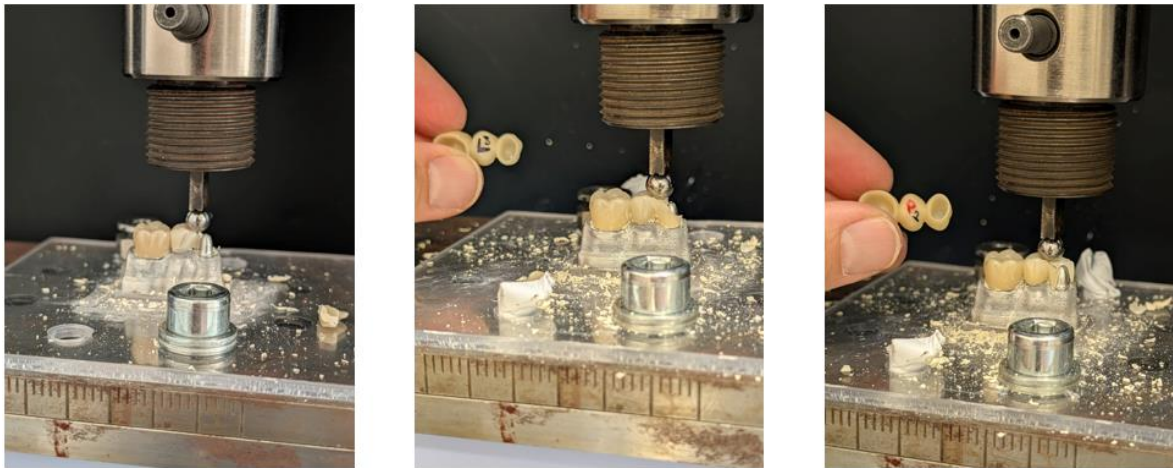
Die maximale Verformung war gering und zwischen den Serien ähnlich (Serie 1:  $1,40 \pm 0,05$  mm; Serie 2:  $1,28 \pm 0,04$  mm; Serie 3:  $1,27 \pm 0,05$  mm). Die Streuung war moderat (Kraft: CV  $\sim 7\text{--}12\%$ ; Strecke:  $\sim 3\text{--}4\%$ ). In der *in vitro* Prüfung zeigten sich zwischen den drei untersuchten Serien deutliche Mittelwertsunterschiede in der Strecke max ( $F(2,12) = 11,20$ ;  $p = 1,8 \times 10^{-3}$ ;  $\eta^2 = 0,65$ ). Die Annahmen der ANOVA sind erfüllt. Es gibt deutliche Mittelwertsunterschiede zwischen den Serien; der Gruppenfaktor „Serie“ erklärt  $\sim 65 - 69\%$  der Gesamtvarianz ( $\eta^2$ ), Tab. 6. Serie 1 ist bei Kraft und Strecke signifikant höher als Serie 2 und Serie 3. Serien 2 und 3 unterscheiden sich nicht. Serie 1 zeigt die höchste Tragfähigkeit bei leicht höherer Verformung; Serien 2 und 3 erreichen niedrigere Kräfte bei nahezu identischer Verformung. Das spricht für material- bzw. prozessbedingte Festigkeitsunterschiede bei vergleichbarer Steifigkeit. Die Boxplots und Fehlerbalken bestätigen die klare Trennung der Serien visuell. Eine einfaktorielle ANOVA ergab für Kraftmax ( $F(2,12) = 13,26$ ,  $p = 9,1 \times 10^{-4}$ ,  $\eta^2 = 0,69$ ) und Strecke ( $F(2,12) = 11,20$ ,  $p = 1,8 \times 10^{-3}$ ,  $\eta^2 = 0,65$ ) hochsignifikante Gruppenunterschiede. Holm-korrigierte Post-hoc-Tests zeigten, dass Serie 1 sowohl in Kraft als auch in Strecke signifikant höher war als Serie 2 und 3 (alle  $p_{\text{adj}} < 0,02$ ), während sich Serie 2 und 3 nicht unterschieden ( $p_{\text{adj}} > 0,35$ ), in Tab. 10 dargestellt. Die ANOVA-Annahmen waren erfüllt.

<b>Druckversuch - Statistische Auswertung</b>		
	<b>Kraft max [N]</b>	<b>Strecke max [mm]</b>
F (df)	13.26 (2, 12)	11.20 (2, 12)
p-Wert	$9,1 \times 10^{-4}$	$1,8 \times 10^{-3}$
<b><math>\eta^2</math></b>	0.69	0.65
1 vs 2 ( $p_{\text{adj}}$ )	0.012	0.011
1 vs 3 ( $p_{\text{adj}}$ )	0.019	0.013
2 vs 3 ( $p_{\text{adj}}$ )	0.36	0.741
<b>p_adj = angepasste (adjustierte), p-Wert = Signifikanz, <math>\eta^2</math> = Effektgröße, F(df) = Freiheitsgrade(degrees of freedom)</b>		

*Tabelle 6 - Statistische Auswertung*

## Bruchmuster

Die Bruchmuster, dargestellt in Abb. 20, der untersuchten Proben verhielten sich in allen untersuchten Materialproben ähnlich. Alle Proben zeigten nach Belastung spröde Brüche vorwiegend an der Stelle der Druckbelastung, dem mesialen Verbinder, die Frakturen zeigten einen Verlauf von mesioingival nach distal-inzisal. Es zeigten sich einheitlich Frakturen des mesialen Brückenpfeilers.



*Abbildung 20 - Bruchmuster; Probe Yo links, Probe L Mitte, Probe P rechts*

## 4. Diskussion

Die vorliegende Untersuchung zeigte deutliche Unterschiede zwischen den verwendeten Multilayer-Zirkonoxidkeramiken hinsichtlich ihrer mechanischen und optischen Leistungsparameter. Ergebnisse dieser *in vitro* Studie decken sich mit der Literatur, nach der höher 3Y-haltige (weniger transluzente) Zirkonoxide tendenziell höhere Festigkeiten aufweisen als 4Y/5Y-Varianten, die zugunsten der Transluzenz mehr kubische Phase enthalten und weniger Transformation-Toughening bieten (Kaizer et al., 2020; Kolakarnprasert et al., 2019; Kongkiatkamon et al., 2023; Kontonasaki et al., 2019). Diese Ergebnisse lassen sich hinsichtlich der Materialstruktur und Phasenzusammensetzung folgendermaßen interpretieren: Keramiken mit einem überwiegenden Anteil an tetragonaler Zirkonphase (3Y-TZP) profitieren von dem Mechanismus des „transformation toughening“, bei dem unter Last eine t-m (tetragonal → monoklin) Umwandlung stattfindet und eine Volumenexpansion lokale Druckspannung erzeugt, die hemmend auf das Risswachstum wirkt. In Systemen mit erhöhtem Yttrium-Gehalt (4Y, 5Y) nimmt hingegen der kubische-Anteil ( $c\text{-ZrO}_2$ ) zu – dieser ist optisch vorteilhaft (höhere Transluzenz), führt aber gleichzeitig zu einer Reduktion der Umwandlungsverstärkung und somit tendenziell zu niedrigerer Bruchzähigkeit. Diese Erkenntnis wird durch neuere Übersichtsarbeiten gestützt, die zeigen, dass mit zunehmender Kubizität zwar die Ästhetik verbessert wird, die Festigkeit jedoch leidet (Hjerpe & Özcan, 2023).

Ziel und Anspruch dieser Arbeit war es, aktuell am Markt befindliche Multilayer-Zirkonoxidkeramiken auf ihre mechanischen Eigenschaften zu prüfen, um daraus Rückschlüsse auf den klinischen Alltag zu ziehen. In dieser Arbeit sind mehrere Faktoren limitierend, insbesondere wenn man die Art der Belastung von *in vitro* Testung und *in vivo* Belastungen vergleicht. In dem gewählten Versuchsaufbau wurde eine steigende Krafteinwirkung auf die Prüfkörper untersucht, stellt man dies nun der tatsächlichen physiologischen Belastung im Mund – multiaxiale, zyklische Belastung - gegenüber zeigen sich deutliche Unterschiede in der Art der Belastung (Kim et al., 2009).

Die im Rahmen der Versuche aufgezeichneten einwirkenden Kraft lag deutlich über der im Rahmen der physiologischen, bei Nahrungsaufnahme auftretenden Kräften (20-160 N) (Heintze et al., 2019; Siavikis, 2007). Allerdings wird in der Literatur für Einzelzähne eine Belastung von bis 750 N angegeben (de Boever et al., 1978). Dieser Bereich liegt weiterhin deutlich unter der maximalen Kraftaufnahme, die gemessen wurde, allerdings ist dies

differenziert zu betrachten, da im Versuch stets nur axiale Krafteinwirkung untersucht wurde.

Tekin und Heyran wählten einen ähnlichen Versuchsaufbau im Vergleich zur vorliegenden Arbeit. Es wurde ebenfalls eine Basis präpariert und digital vervielfältigt. Material der Probenbasis war ebenfalls Remanium. Geprüft wurde die Bruchlast unterschiedlich dicker monolithischer Zirkonoxidkronen im Vergleich zu Verblendmetallkronen (Tekin & Hayran, 2020). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit ( $3.010,50 \pm 549,872$  N) liegen im Vergleich nahe an jenen im Rahmen der Arbeit von Tekin, Y.H. et.al. gemessenen Kräfte ( $2.768,1 \pm 923,35$  N für 0,8 mm Schichtdicke haltende Zirkonoxidkronen). Als Referenz dienten den Kollegen Verblendmetallkronen, diese zeigten eine Bruchlast von  $3.485,89 \pm 195,68$  N (Tekin & Hayran, 2020).

Eine weitere Arbeit (Sun et al., 2014) untersuchte die Bruchlast von monolithischen Zirkonoxidkronen im Vergleich zu monolithischen Lithiumdisilikatkronen. Im Vergleich zu den im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Daten lag die mittlere Bruchlast der Zirkonoxidkronen bei  $4.109,93 \pm 610,18$  (1,5 mm),  $3.068,31 \pm 233,88$  für (1,2 mm),  $2.429,88 \pm 315,03$  für (1,0 mm),  $1.814,60 \pm 68,21$  für (0,8 mm) und  $1.308,38 \pm 111,38$  für (0,6 mm). Die Bruchlast war signifikant höher als für Lithiumdisilikat-Kronen (Sun et al., 2014). In der Arbeit von Baladhandayutham B et. al. lag die Bruchlast bei  $669 \pm 311$  N für monolithische Zirkonoxidkronen (0,6mm Dicke),  $2.625 \pm 300$  N für geschichtete Zirkonoxidkronen (1,2 mm Dicke), und  $2655 \pm 590$ N geschichtete Zirkonoxidkronen (1,2 mm Dicke) (Baladhandayutham et al., 2015).

Pöppel et. al. zeichneten in ihrer Arbeit Bruchlasten von 1.274 Newton bis 7.196 Newton auf und stratifizierten diese nach dem Yttriumgehalt der Schichten (Pöppel et al., 2022). Elsayed et al. fanden vergleichbare oder sogar höhere Bruchlastwerte ( $7.530$  N (3Y-TZP),  $5.000$  N (4Y-PSZ),  $3.700$  N (5Y-PSZ)) für Kronen mit ähnlichem Versuchsaufbau (CoCr-Stümpfe, simulierte 5-jährige Alterung) (Elsayed et al., 2019). Michailova et al. fanden Werte von  $3.535$  N für ein 4Y-PSZ Farbverlaufsmaterial und  $5.040$  N für ein 3/5Y-PSZ Festigkeitsverlaufsmaterial (Michailova et al., 2020). Die Untersuchung von anterioren Brücken auf Implantaten durch Zacher et al. ergab niedrigere Bruchlastwerte ( $2.094$  N (4Y-PSZ),  $1.269$  N (5Y-PSZ)) (Zacher et al., 2020). Rosentritt et al. ermittelten eine mittlere Bruchlast von  $1.760$  N für posteriore FDPs aus einem 3/5Y-PSZ Festigkeitsverlaufsmaterial auf menschlichen Zähnen (Rosentritt, Martin et al., 2022). Somit ordnen sich die beobachteten Ergebnisse in den Wertebereich der Vergleichsarbeiten ein, obwohl die

Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Studien aufgrund der großen Anzahl von Einflussfaktoren (Restaurationsgeometrie, Kausimulationsparameter, Abutmentmaterial, Simulation des parodontalen Ligaments) begrenzt ist.

Der Vergleich der Bruchmuster der hier untersuchten Werkstücke mit jenen von Pöppel et al. zeigte ähnliches Verhalten der Keramik (Pöppel et al., 2022). Brüche sind spröder Natur und entstehen zumeist am Verbinder beziehungsweise an der Stelle der Druckbelastung. Differenziert zu betrachten ist, dass in beschriebenen Versuch eine Fraktur des mesialen Brückenpfeilers beobachtet werden konnte. Einen Erklärungsansatz dafür bietet der Versuchsaufbau, genauer gesagt die provisorische Befestigung. Die Kollegen Pöppel et al. wählten eine Befestigung mit dualhärtendem Compositezement (Panavia V5, Kuraray Noritake) (Pöppel et al., 2022).

Ebenfalls konnte im gewählten Studiendesign der Umgebungseinfluss nicht abgebildet werden. Im Rahmen dieser Analyse erfolgte keine künstliche Alterung der Proben. In der Arbeit von Kim HT et al. (Kim et al., 2009) zeigte sich nach Tieftemperatur-Alterung, auch bekannt als Tieftemperatur-Degradation (LTD) eine allmähliche Umwandlung von monolithischen Zirkonoxid-Restaurationen, genauer: der tetragonalen (t) Phase in die monokline (m) Phase, unter der Anwesenheit von Wasser bei ungeschütztem Kontakt des Materials mit der feuchten Mundhöhle (Flinn et al., 2017; Wille et al., 2018). Dies zeigte positive, aber auch negative Effekte auf die mechanischen Eigenschaften der Keramik (Kim et al., 2009). Für 3Y-TZP wurde jedoch gezeigt, dass dies die Bruchfestigkeit nicht negativ beeinflusst, da die Umwandlung auf die Oberfläche begrenzt ist (Transformationstiefe fünfzig bis sechzig Mikrometer) (Flinn et al., 2017; Wille et al., 2018; Zhang, F. et al., 2019). Das Zirkonoxid der dritten und vierten Generation zeigt nur eine geringe oder gar keine Phasenumwandlung (Camposilvan et al., 2018; Harada, A. et al., 2020). Bei diesen wurde bislang lediglich eine geringere Ermüdungsfestigkeit des Materials beobachtet (Pereira et al., 2018).

In der Kausimulation wird die Restauration gleichzeitig thermischen und mechanischen Belastungen in einer feuchten Umgebung ausgesetzt. Wiederholte zyklische Belastungen weit unterhalb der Belastungsgrenzen können zur Entstehung und zum Fortschreiten interner oder externer Defekte führen. Die verbleibende Stabilität kann anschließend durch einen Bruchtest gemessen werden. Die Stabilität von Zirkonoxid wird durch das Zusammenspiel der Materialermüdung durch unterkritisches Risswachstum und der Umwandlungsverstärkung bestimmt (Pöppel et al., 2022). Eine weiterführende

Untersuchung im Rahmen von Folgestudien sollte dahingehend zum weiteren Erkenntnisgewinn beitragen können. Zur Überwindung der hier genannten Limitierungen unserer Arbeit könnte zum Beispiel ein analoger Versuchsaufbau mit im Rahmen von Thermocycling vorbehandelten Prüfkörpern bei dynamischer Belastung untersucht werden oder zur Verbesserung der externen Validität sollten künftige Studien somit nasse Ermüdungsprotokolle (Chewing-Simulation mit Thermo-/pH-Zyklen) integrieren, zementierte, vollanatomische Restaurationen auf dentinähnlichen Substraten und schicht-/positionsspezifische Effekte gezielt mitberücksichtigen.

Die Additive Fertigung (AM) entwickelt sich in der Zahnmedizin als potenzieller Ansatz zur Herstellung von Zahnrestorationen und anderen Vorrichtungen. Allerdings sind AM-Techniken für Zirkonoxidkeramik noch nicht weit entwickelt und verschiedene Probleme, wie die Schwierigkeit bei der Aufbereitung der Ausgangsmaterialien, die Prozesskontrolle und die Entwicklung von Keramikdruckern, müssen noch gelöst werden. Dies gilt insbesondere für die Fertigung von Zirkonoxidwerkstücken in additiven Verfahren, aber in Anbetracht des technischen Fortschrittes der Keramikherstellung könnte dies eine alternative Fertigungsvariante darstellen (Galante et al., 2019).

Die Befestigung der Werkstücke an der Basis erfolgte mit provisorischem Befestigungsmaterial, Indergård JA et al. konnten 2021 zeigen, dass Vollkeramikronen (3Y-PSZ, 5Y-Z, Lithiumdisilikat) mit einer Dicke von 0,8 mm vom Einsatz von Kompositzement (Resinzement) profitierten (Indergård et al., 2021). Somit wäre mit einer entsprechenden Befestigungsart eine Änderung der Bruchlast zu erwarten. Auf die Verwendung von Kompositzement wurde im Rahmen dieser Arbeit aus Praktikabilitätsgründen verzichtet. Eine weiterführende Untersuchung der Änderung der in dieser Studie untersuchten Befestigungsart könnte diese Behauptung überprüfen.

Die zur Befestigung der Werkstücke herangezogene Basis zeigt keine vergleichbaren Eigenschaften zur physiologischen Situation, in der die Zähne bzw. Zahnstümpfe im parodontalen Ligament verankert sind. Im Rahmen des Studiendesigns wurde die Schaffung einer vergleichbaren Situation durch Einbettung von natürlichen oder künstlichen Zähnen verworfen. Pöppel et. al. wählten in ihrer Arbeit einen elastischen Versuchsaufbau. Zur Simulation des parodontalen Ligaments wurden die Abutments beweglich in einem 135°-Winkel unter Verwendung von kaltpolymerisierendem Kunststoff (PalaXpress, Kulzer, Hanau, Deutschland) und Polyether-Abformmaterial (Impregum penta soft, 3M ESPE, Landsberg am Lech, Deutschland) eingebettet (Pöppel et al., 2022). In einem ersten Schritt

wurden die Abutments in geschmolzenes Wachs getaucht, was zu einer  $0,8 \pm 0,1$  mm dicken Wachsschicht führte. In einem zweiten Schritt wurde das Wachs nach der Einbettung vollständig entfernt und durch Polyether ersetzt.

In der Literatur konnte gezeigt werden, dass auch andere Autorinnen und Autoren auf eine elastische Einbettung verzichten, dies lässt sich mit entsprechender Literatur untermauern. Dal Piva AO et al. zeigten in ihrer Arbeit aus 2019, dass es für Untersuchungen mit molaren Vollkronen nicht erforderlich ist, ein synthetisches Parodontalligament herzustellen (Dal Piva et al., 2019). Die Präparationen können mit einem dentinähnlichen Material ohne Wurzeln durchgeführt werden, da die erhöhte Steifigkeit der Prüfkörper berücksichtigt wird. Dies begründen sie damit, dass die in der betreffenden Arbeit untersuchten Materialien keine mechanischen Eigenschaften, die mit dem menschlichen Parodontalligament vergleichbar wären, aufwiesen (Fill et al., 2012). Da die Simulation des Parodontalligaments zusätzliche Laborschritte bei der Probenpräparation erfordert und keine nachweisbare Verbesserung der Übertragbarkeit auf klinische Befunde erbringt, wurde dieser Arbeitsschritt in mehreren Studien bewusst weggelassen (Fill et al., 2012; Gresnigt et al., 2017; Sagsoz & Yanikoglu, 2018; Soares et al., 2018).

Die biomechanischen Bedingungen von Zahnimplantaten unterscheiden sich bei funktionaler Belastung von denen natürlicher Zähne. Okklusale Kräfte werden aufgrund des fehlenden Parodontalligaments direkt auf den Knochen übertragen, welches eine mechanorezeptive Rückmeldung und eine stoßdämpfende Funktion für die gegenüberliegende Bezahnung bereitstellen würde (Glantz & Nilner, 1998; Mericske-Stern et al., 1995). Diese biomechanische Belastung der Implantatgetragenen Versorgung lässt Vergleiche mit dem gewählten Versuchsaufbau zu.

Die Aussagekraft, der im Rahmen dieser Studie erhobene Ergebnisse, wird durch die geringe Zahl der Stichproben ( $n = 5$ ) deutlich begrenzt. Dies kann statistisch eine reduzierte Teststärke (Power) verursachen. Die in den Endpunkten der Druckmessung erhobenen Daten konnten (Kraftmax und Streckemax trotz geringer Probengröße) Unterschiede aufzeigen die groß genug waren, um statistisch signifikant zu werden. Kleinere Stichproben führen zu breiteren Konfidenzintervallen und einer unsicheren Varianzschätzung. Exemplarisch ergeben sich für Kraftmax die 95 %-Konfidenzintervall-Halbbreiten von etwa  $\pm 550$  N (Serie 1),  $\pm 380$  N (Serie 2) und  $\pm 250$  N (Serie 3); für Strecke max etwa  $\pm 0,067$  mm,  $\pm 0,049$  mm und  $\pm 0,058$  mm ( $t_{\{0,975;4\}} = 2,776$ ).

Methodisch können ergänzend Bootstrapping (Konfidenzintervalle der Mittelwertdifferenzen), Bayes-Analysen (posterior-Intervalle) oder – sofern Gleichwertigkeit das Ziel ist – Äquivalenztests (TOST - Two One-Sided Tests) mit vorab definierte Äquivalenzgrenze ( $\Delta$ ) eingesetzt werden.

Die Studie zeigt deutliche Unterschiede zwischen den Serien, doch limitiert  $n = 5$ /Serie die Präzision der Schätzungen und die Detektion kleinerer Effekte. Eine größere Stichprobe und ein realitätsnäheres Prüfsetting sind empfehlenswert, um die klinische Übertragbarkeit der Befunde zu stärken. In den optischen Messungen zeigte sich über alle Materialien hinweg das erwartete Multilayer-typische Muster: Helligkeit ( $L^*$ ) nimmt von inzisal nach zervikal ab, während die Gelbkomponente ( $b^*$ ) in den mittleren/zervikalen Bereichen höher ausfällt als inzisal. Die Rot/Grün-Komponente ( $a^*$ ) ist demgegenüber gering ausgeprägt und klinisch vergleichsweise stabil. Cercon yo ML, IPS e.max ZirCAD Prime und Luxor Z True Nature reproduzieren jeweils einen natürlichen zervikal–inzisalen Farbverlauf:  $L^*$  und  $b^*$  variieren signifikant und tragen die visuelle Wirkung;  $a^*$  bleibt stabil. Damit unterstützen alle drei Multilayer-Zirkonoxide eine vorhersagbare ästhetische Gestaltung. Voraussetzung für gute klinische Ergebnisse in der Anwendung von Multilayer Zirkonoxiden ist somit die Schichtorientierung des Werkstückes innerhalb des Fräsblockes bzw. der Ronde, die Mindestdicke und Berücksichtigung des Untergrundes. Auch wenn mechanisch unterlegen, bieten diese Systeme klare ästhetische Vorteile – sie sollten insbesondere bei Einzelkronen im ästhetisch exponierten Bereich eingesetzt werden.

Knezović D et al konnten 2015 zeigen, dass die Genauigkeit des Farbmessgeräts VITA Easyshade präzise und verlässlich ist. Daher sollten die im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Messwerte ebenfalls als zuverlässig angesehen werden (Knezović et al., 2015). Die statistische Auswertung zeigte auch, dass die mittleren Standardabweichungen innerhalb einer Probe in allen Fällen niedrig lagen (meist  $< 1.5$  CIELAB-Einheiten), sodass die Abweichungen zwischen den dreifachen Messungen klinisch vernachlässigbar sind.

In der hier vorliegenden Arbeit wurden viele ICC-Werte als NaN ausgegeben, der Interklassenkoeffizient also nicht berechnet, da die Ergebnisse der Messwiederholung gleich waren. Es zeigte sich keine Varianz in den Messergebnissen, somit war der ICC nicht berechenbar. Dies ist in der vorliegenden Arbeit als positiv zu bewerten, da es eine perfekte Reproduzierbarkeit der Messungen statistisch nachweist. Die mittleren SD-Werte innerhalb einer Probe sind durchgehend sehr niedrig (meist  $< 1.5$ ).

Rashid et al. (2023) untersuchten 2023 die Genauigkeit der Farbmessung unterschiedlicher Systeme. Unter anderem digitale Fotografie und spektrophotometrische Messungen konnten zeigen, dass digitale Instrumente gleich effektiv waren. Die Untersuchung erfolgte ebenfalls im CIELAB-Farbraum. Ebenfalls im CIELAB-Farbraum fanden vergleichende Untersuchungen von Dias et al. (2023) statt. In dieser Arbeit konnte eine hohe ICC bei Messungen mit zwei Farbbestimmungsgeräten, SpectroShade (SS) und eLAB verifizieren. Sirintawat et al. (2021) konnten bei Messungen im CIELAB-Farbraum anhand des Vergleichs von Farbskalen zeigen, dass die genaueste Farbmessung durch intraorale Scanverfahren erzielt wurde. Diese Ergebnisse decken sich mit den in dieser Arbeit erhobenen Daten und der hohen Reproduzierbarkeit unserer Messwerte, bezogen auf einzelne Messpunkte in der optischen Messung. Weiterführende Arbeiten sollten dies berücksichtigen und prüfen, ob und wie sich die Farbe nach nassen Ermüdungsprotokollen verändert.

#### **4.1 Schlussfolgerung**

Diese Arbeit zeigt, dass sich drei untersuchte Multilayer-Zirkonoxide sowohl mechanisch als auch optisch unterscheiden. Mechanisch erzielte Cercon yo ML die höchsten Bruchlasten, während IPS e.max ZirCAD Prime und Luxor Z True Nature niedriger lagen und sich gegenseitig nicht signifikant unterschieden. Die maximale Verformung war zwischen den Serien ähnlich. Damit spricht die Evidenz für material- bzw. schichtarchitekturbedingte Festigkeitsunterschiede bei vergleichbarer Steifigkeit.

Optisch reproduzieren alle drei Systeme den intendierten natürlichen Farbverlauf: L\* (Helligkeit) nimmt von inzisal zu zervikal ab, b\* (Chroma) ist in mittleren/zervikalen Zonen erhöht; a\* (Rot/Grün) bleibt überwiegend stabil bzw. zeigt nur kleine, klinisch wenig relevante Verschiebungen. Die Wiederholpräzision der Farbmessungen war hoch.

Für Indikationen mit hoher funktioneller Last erscheint der Einsatz 3Y-dominanter bzw. mechanisch stärkerer Zonen/Materialien vorteilhaft, während hochtransluzente Zonen gezielt für ästhetisch exponierte Bereiche genutzt werden können – idealerweise kombiniert mit adäquater (adhäsiver) Befestigungsstrategie.

Limitationen des Studiendesigns wie in vitro Setting, monotone Belastung ohne thermo-mechanische Ermüdung, geringe Probengröße, nicht kliniknahe Befestigung der Werkstücke schränken die Übertragbarkeit ein. Zukünftige Arbeiten sollten nasse Ermüdungsprotokolle, zementierte vollanatomische Restaurationen auf dentinähnlichen Substraten und schicht-

/positionsspezifische Effekte systematisch prüfen, um die klinische Validität weiter zu stärken.

## 5. Literaturverzeichnis

### References

- Abdulkarim, L. I., Alharamlah, F. S. S., Abubshait, R. M., Alotaibi, D. A., & Abouonq, A. O. (2024). Impact of Digital Workflow Integration on Fixed Prosthodontics: A Review of Advances and Clinical Outcomes. *Cureus*, *16*(10), e72286. 10.7759/cureus.72286
- Al-Johani, H., Haider, J., Satterthwaite, J., Borba, M., & Silikas, N. (2024). A Comprehensive Review of the Multifaceted Characterisation Approaches of Dental Ceramics. *Prosthesis*, *6*(5), 1090. 10.3390/prosthesis6050077
- Arnetzl, G. (2012). *Klinische Aspekte in der Vollkeramik*
- Baladhandayutham, B., Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2015). Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(2), 266–271. 10.1016/j.prosdent.2015.03.006
- Benzian, H., & Watt, R. (2022). *Global oral health status report: towards universal health coverage for oral health by 2030*. <https://iris.who.int/server/api/core/bitstreams/dd9c07d6-9b29-4f94-8fb7-4c2d44906109/content>
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, *204*(9), 505–511. 10.1038/sj.bdj.2008.350
- Bewick, V., Cheek, L., & Ball, J. (2004). Statistics review 9: one-way analysis of variance. *Critical Care (London, England)*, *8*(2), 130–136. 10.1186/cc2836

- Binns, D. B. (1983). The chemical and physical properties of dental porcelain. Paper presented at the *Dental Ceramics, Proceedings of the First International Symposium*, 41–82.
- Blatz, M. B., & Conejo, J. (2019a). The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dental Clinics of North America*, 63(2), 175–197.  
10.1016/j.cden.2018.11.002
- Blatz, M. B., & Conejo, J. (2019b). The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics*, 63(2), 175–197.
- Bohez, E. L. J. (2002). Five-axis milling machine tool kinematic chain design and analysis. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 42(4), 505–520.  
10.1016/S0890-6955(01)00134-1
- Borenstein, S. (1988). Effects of age factor on the layering technique. Paper presented at the *Perspective in Dental Ceramics: Proceedings of the Fourth International Symposium on Ceramics*. Chicago: Quintessence, 257–261.
- Bosch, G., Ender, A., & Mehl, A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1425–1431.  
10.1016/j.prosdent.2014.05.012
- Brecker, S. C. (1956). Porcelain baked to gold—A new medium in prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6(6), 801–810. 10.1016/0022-3913(56)90077-4
- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of

- different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879–890.
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61.
- Chu, S. J., Devigus, A., & Mielezko, A. J. (2005). *Dentale Farbenlehre: Farbbestimmung und Farbkommunikation in der ästhetischen Zahnmedizin*. Quintessenz-Verlag-GmbH.
- Cortes, A. R. (2022). Digital versus Conventional Workflow in Oral Rehabilitations: Current Status. *Applied Sciences*, 12(8)10.3390/app12083710
- Creugers, N. H., Käyser, A. F., & van't Hof, M. A. (1994). A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 22(6), 448–452.
- D'Ambrosio, F., Giordano, F., Sangiovanni, G., Di Palo, M. P., & Amato, M. (2023). Conventional versus digital dental impression techniques: what is the future? An umbrella review. *Prosthesis*, 5(3), 851–875.
- Dal Piva, A. O., Tribst, J., Borges, A., de Melo, R., & Bottino, M. (2019). Influence of substrate design for in vitro mechanical testing. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(2), e119–e125. 10.4317/jced.55353
- de Boever, J., McCall, W. D., Holden, S., & Ash, M. M. (1978). Functional occlusal forces under anesthesia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(4), 402–408. 10.1016/0022-3913(78)90121-x

- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307. 10.1016/j.dental.2007.05.007
- Dentsply Sirona. *Dentsply Sirona CEREC Primemill Gebrauchsanweisung*
- Dias, S., Dias, J., Pereira, R., Silveira, J., Mata, A., & Marques, D. (2023). Different Methods for Assessing Tooth Colour-In Vitro Study. *Biomimetics (Basel, Switzerland)*, 8(5), 384. doi: 10.3390/biomimetics8050384. 10.3390/biomimetics8050384
- Dorsch, P., & Pfeiffer, T. (1996). Wirkung verschiedener Einflussgrößen auf die biaxiale Festigkeit von Dentalkeramiken. *Quintessenz Der Zahntechnik*, 22, 905–920.
- Dubois de Chémant, N. (1797). A dissertation on artificial teeth. *Paris: Publisher Unknown*,
- Eichner, K. (1974). *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig.
- Elsayed, A., Meyer, G., Wille, S., & Kern, M. (2019). Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence International*, 50(5)
- Falkensammer F. (2013). *Vollkeramik-Und Adhäsivtechnik*.
- Fill, T. S., Toogood, R. W., Major, P. W., & Carey, J. P. (2012). Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: critical review of literature. *Journal of Biomechanics*, 45(1), 9–16. 10.1016/j.jbiomech.2011.09.020
- Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Mancl, L. A., Toivola, R., & Kuykendall, T. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 303–309.

- Fu, L., Engqvist, H., & Xia, W. (2020). Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(5), 1049. doi: 10.3390/ma13051049. 10.3390/ma13051049
- Galante, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*, 35(6), 825–846. 10.1016/j.dental.2019.02.026
- Gasparik, C., Pérez, M. M., Ruiz-López, J., Ghinea, R. I., & Dudea, D. (2025). The color of natural teeth: A scoping review of In-Vivo studies. *Journal of Dentistry*, 158, 105725. 10.1016/j.jdent.2025.105725
- Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P., Pröbster, L., & Weber, H. (1993). Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer Kronen-und Brückensysteme. *Dtsch Zahnärztl*, (48), 685–691.
- Gerwin V. Arnetzl. (2012). *Leitfaden Vollkeramik*
- Ghinea, R., Herrera, L. J., Ruiz-López, J., Sly, M. M., & Paravina, R. D. (2025). Color Ranges and Distribution of Human Teeth: A Prospective Clinical Study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ...[Et Al.]*, 37(1), 106–116. 10.1111/jerd.13344
- Ghosh, S. (2025). Zirconia Based Dental Ceramics Market Size and Share Forecast Outlook 2025 to 2035. <https://www.futuremarketinsights.com/reports/zirconia-based-dental-ceramics-market>
- Glantz, P. J., & Nilner, K. (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000*, 17(1), 119–124.

- Gresnigt, M. M. M., Özcan, M., Carvalho, M., Lazari, P., Cune, M. S., Razavi, P., & Magne, P. (2017). Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 33(12), 1392–1401. 10.1016/j.dental.2017.09.010
- Größer, J. (2017). No title. *Neue Ansätze Im Bereich Der Doppelkronensysteme Und Der Implantatprothetik Durch CAD/CAM*,
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004a). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456. 10.1016/j.dental.2003.05.002
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456. 10.1016/j.dental.2003.05.002
- Hannink, R. H., Kelly, P. M., & Muddle, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461–487.
- Harada, A., Shishido, S., Barkarmo, S., Inagaki, R., Kanno, T., Örtengren, U., Egusa, H., & Nakamura, K. (2020). Mechanical and microstructural properties of ultra-translucent dental zirconia ceramic stabilized with 5 mol% yttria. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103974.
- Harada, K., Raigrodski, A. J., Chung, K. H., Flinn, B. D., Dogan, S., & Mancl, L. A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*, 116(2), 257–263.

- Heboyan, A., Zafar, M. S., Rokaya, D., & Khurshid, Z. (2022). Insights and Advancements in Biomaterials for Prosthodontics and Implant Dentistry. *Molecules (Basel, Switzerland)*, 27(16), 5116. doi: 10.3390/molecules27165116  
10.3390/molecules27165116
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002a). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4–9.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002b). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10–15.
- Heintze, S. D., Reichl, F., & Hickel, R. (2019). Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods -A review. *Dental Materials Journal*, 38(3), 343–353. 10.4012/dmj.2018-140
- Heintze, S. D., & Rousson, V. (2010). Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6)
- Hjerppe, J., & Özcan, M. (2023). Zirconia: More and More Translucent. *Current Oral Health Reports*, 10(4), 203–211. 10.1007/s40496-023-00344-1
- Hölsch, W., & Kappert, H. F. (1992). Strength test of all ceramic anterior and posterior single tooth restorations. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung*, 47, 621.
- Hooshmand, T., Parvizi, S., & Keshvad, A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 415–419.

- Indergård, J. A., Skjold, A., Schriwer, C., & Øilo, M. (2021). Effect of cementation techniques on fracture load of monolithic zirconia crowns. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1), 160–169. 10.1080/26415275.2021.1990764
- Isgrò, G., & Sachs, A. (2015). Evolution of dental ceramic from the platinum foil to CAD-CAM technologies. *International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS)*, , 12–20.
- Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 621–644.
- Kaizer, M. R., Kolakarnprasert, N., Rodrigues, C., Chai, H., & Zhang, Y. (2020). Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 36(1), 60–67. 10.1016/j.dental.2019.10.008
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1, 84–96. 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x
- Kenneth, J. A., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). Phillips' science of dental materials. *St.Louis, Missouri, USA, 461*
- Kieschnick, A., & Stawarczyk, B. (2022). Reise durch die Welt der Zirkonoxide. <https://dentalmagazin.de/praxiszahnmedizin/cad-cam/reise-durch-die-welt-der-zirkonoxide/#3>

- Kim, H., Han, J., Yang, J., Lee, J., & Kim, S. (2009). The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *1*(3), 113–117. 10.4047/jap.2009.1.3.113
- Knezović, D., Zlatarić, D., Illeš, I. Ž, Alajbeg, M., & Žagar. (2015). In Vivo and in Vitro Evaluations of Repeatability and Accuracy of VITA Easyshade® Advance 4.0 Dental Shade-Matching Device. *Acta Stomatologica Croatica*, *49*(2), 112–118. 10.15644/asc49/2/4
- Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., & Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *35*(5), 797–806. 10.1016/j.dental.2019.02.017
- Kongkiatkamon, S., Rokaya, D., Kengtanyakich, S., & Peampring, C. (2023). Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. *PeerJ*, *11*, e15669. 10.7717/peerj.15669
- Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Ilia, C., & Istantos, T. (2019). Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dentistry Journal*, *7*(3), 90. doi: 10.3390/dj7030090. 10.3390/dj7030090
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163. 10.1016/j.jcm.2016.02.012
- Kunzelmann, K., Kern, M., Pospiech, P., Mehl, A., Frankenberger, R., Reiss, B., & Wiedhahn, K. (2008). *Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation*,

*Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde eV.*

- Larsson, C., & Vult von Steyern, P. (2016). Ten-Year Follow-Up of Implant-Supported All-Ceramic Fixed Dental Prostheses: A Randomized, Prospective Clinical Trial. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(1), 31–34.
- Lee, Y. (2014). Correlation between three color coordinates of human teeth. *Journal of Biomedical Optics*, 19(11), 115006. 10.1117/1.JBO.19.11.115006
- Lube, T., Manner, M., & Danzer, R. (1997). The miniaturisation of the 4-point-bend test. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*, 20(11), 1605–1616.
- McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 119(6), 251–267.
- McLean, J. W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics - Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Quintessenz Verlag.
- McLean, J. W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics - Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*. Quintessenz Verlag.
- Meicun, L., & Zhang, R. (2018). A Chinese porcelain jar associated with Marco Polo: a discussion from an archaeological perspective. *European Journal of Archaeology*, 21(1), 39–56.
- Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., & Bürgin, W. (1995). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3)

- Merk, S. (2017). No title. *Retentionsversuche Von Doppelkronen: Einfluss Von Werkstoff, Konuswinkel Und Herstellungstechnik*,
- Messias, A., Karasan, D., Nicolau, P., Pjetursson, B. E., & Guerra, F. (2023). Rehabilitation of full-arch edentulism with fixed or removable dentures retained by root-form dental implants: A systematic review of outcomes and outcome measures used in clinical research in the last 10 years. *Journal of Clinical Periodontology*, *50 Suppl 25*, 38–54. 10.1111/jcpe.13616
- METROL Co. Ltd. *What is a Dental Milling Machine? Basic Knowledge and Challenges Explained*. <https://metrol-sensor.com/>. Retrieved 2025, from <https://metrol-sensor.com/solution/54507/>
- Michailova, M., Elsayed, A., Fabel, G., Edelhoff, D., Zylla, I., & Stawarczyk, B. (2020). Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *111*, 103977.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, *28*(1), 44–56.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, *57*(4), 236–261. 10.1016/j.jpjor.2013.09.001

- Nair, C., Dathan, P., Annamma, L., T, M., & Rao, D. (2023). Dental Ceramics - A Descriptive Review on its Evolution. *Acta Scientific Dental Sciences*, , 88–97. 10.31080/ASDS.2023.07.1540
- Nayar, S., Aruna, U., & Bhat, W. M. (2015). Enhanced aesthetics with all ceramics restoration. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 7(Suppl 1), 282. 10.4103/0975-7406.155957
- Naylor, W. P. (1992). Introduction to metal ceramic technology.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Perez, M. d. M. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ...[Et Al.]*, 27 Suppl 1, 1. 10.1111/jerd.12149
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). Esthetic color training in dentistry. (*No Title*),
- Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., & Hämmerle, C. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 81(8), 578–582.
- Pereira, G. K., Guilardi, L. F., Dapieve, K. S., Kleverlaan, C. J., Rippe, M. P., & Valandro, L. F. (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 85, 57–65.
- Pöppel, M. L., Rosentritt, M., Sturm, R., Beuer, F., Hey, J., Schmid, A., & Schmidt, F. (2022). Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prostheses after In Vitro Artificial Aging-A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria

Content. *Journal of Clinical Medicine*, 11(17), 4982. doi: 10.3390/jcm11174982.  
10.3390/jcm11174982

Preston, J. D. (1980). Farbe in der zahnärztlichen Keramik. *Schärer P, Rinn LA, Kopp E. Ästhetische Richtlinien Für Die Rekonstruktive Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenz, Prettau® 4 Anterior® Zirkon | Zirkonzahn Worldwide* (2024).

Ramesh, T. R. (2012). M., Gangaiah, PV Harish., U. Krishnakumar B. Nandakishore, Zirconia Ceramics as a Dental Biomaterial—An Over view, *Trends Biomater. Artif.Organs*, 26(3), 154–160.

Rashid, F., Farook, T. H., & Dudley, J. (2023). Digital Shade Matching in Dentistry: A Systematic Review. *Dentistry Journal*, 11(11), 250. doi: 10.3390/dj11110250.  
10.3390/dj11110250

Rosentritt, M., Kieschnick, A., Hahnel, S., & Stawarczyk, B. (2018). Werkstoffkunde-Kompodium Dentale Keramiken. *Annett Kieschnik Dentale Fachkommunikation, Berlin,*

Rosentritt, M., Preis, V., Schmid, A., & Strasser, T. (2022). Multilayer zirconia: Influence of positioning within blank and sintering conditions on the in vitro performance of 3-unit fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(1), 141–145.

Ruse, N. D. (2008). Fracture mechanics characterization of dental biomaterials. *Dental Biomaterials* (pp. 261–293). Elsevier.

Ruse, N. D., Troczynski, T., MacEntee, M. I., & Feduik, D. (1996). Novel fracture toughness test using a notchless triangular prism (NTP) specimen. *Journal of Biomedical*

*Materials Research: An Official Journal of the Society for Biomaterials and the Japanese Society for Biomaterials*, 31(4), 457–463.

Sagsoz, N. P., & Yanıkoglu, N. (2018). Evaluation of the fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing monolithic crowns prepared in different cement thicknesses. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(4), 417–422.  
10.4103/njcp.njcp\_137\_17

Sailer, I., Strasding, M., Valente, N. A., Zwahlen, M., Liu, S., & Pjetursson, B. E. (2018). A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 29, 184–198.

Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book: Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences.

Samer, M. S., Faraz, Q., Al-Dubai, S. A. R., Vohra, F., Abdullah, H., Taiyeb-Ali, T. B., & Saub, R. (2017). Clinical Outcomes and Predictors of Satisfaction in Patients with Improved Lithium Disilicate All-Ceramic Crowns. *Medical Principles and Practice : International Journal of the Kuwait University, Health Science Centre*, 26(5), 470–479.  
10.1159/000481864

Scherrer, S. S., Denry, I. L., & Wiskott, H. A. (1998). Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dental Materials*, 14(4), 246–255.

Schwickerath, H. (1986). Dauerfestigkeit von Keramik. *Dtsch Zahnärztl*, (41), 264–266.

- Scurria, M. S., Bader, J. D., & Shugars, D. A. (1998). Meta-analysis of fixed partial denture survival: Prostheses and abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 459–464. 10.1016/S0022-3913(98)70162-3
- Siavikis, G. (2007). *Festsitzender Zahnersatz Vergleich in-vivo und in-vitro. Comparison of in-vivo-behaviour and in-vitro-simulation of all-ceramic fixed partial dentures. Διδακτορική Διατριβή*
- Sirintawat, N., Leelaratrungruang, T., Poovarodom, P., Kiattavorncharoen, S., & Amornsettachai, P. (2021). The Accuracy and Reliability of Tooth Shade Selection Using Different Instrumental Techniques: An In Vitro Study. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(22), 7490. doi: 10.3390/s21227490. 10.3390/s21227490
- Soares, L. M., Razaghy, M., & Magne, P. (2018). Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(4), 587–597. 10.1016/j.dental.2018.01.004
- Strub, J. R., Kern, M., Türp, J. C., Witkowski, S., Heydecke, G., & Wolfart, S. (2019). *Curriculum Prothetik: Band 2*. Quintessenz Verlag.
- Suganna, M., Kausher, H., Tarek Ahmed, S., Sultan Alharbi, H., Faraj Alsubaie, B., Ds, A., Haleem, S., & Meer Rownaq Ali, A. B. (2022). Contemporary Evidence of CAD-CAM in Dentistry: A Systematic Review. *Cureus*, 14(11), e31687. 10.7759/cureus.31687
- Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns.

*Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35, 93–101.  
10.1016/j.jmbbm.2014.03.014

Tekin, Y. H., & Hayran, Y. (2020). Fracture resistance and marginal fit of the zirconia crowns with varied occlusal thickness. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 283–290. 10.4047/jap.2020.12.5.283

Walton, T. R. (2015). An up-to-15-year comparison of the survival and complication burden of three-unit tooth-supported fixed dental prostheses and implant-supported single crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(4), 851–861.

*Wikipedia - Die freie Enzyklopädie* . <https://de.wikipedia.org/wiki/Lab-Farbraum>

Wille, S., Zumstrull, P., Kaidas, V., Jessen, L. K., & Kern, M. (2018). Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 171–175.

Wu, X., Zhang, C., Goldberg, P., Cohen, D., Pan, Y., Arpin, T., & Bar-Yosef, O. (2012). Early pottery at 20,000 years ago in Xianrendong Cave, China. *Science*, 336(6089), 1696–1700.

Xu, Y., Han, J., Lin, H., & An, L. (2015). Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regenerative Biomaterials*, 2(4), 239–244.

Zacher, J., Bauer, R., Strasser, T., & Rosentritt, M. (2020). Laboratory performance and fracture resistance of CAD/CAM implant-supported tooth-coloured anterior FDPs. *Journal of Dentistry*, 96, 103326.

- Zhang, F., Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W., van Meerbeek, B., & Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776–1790.
- Zhang, Y., & Kelly, J. R. (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 797–819. 10.1016/j.cden.2017.06.005
- Zhang, Y., Sailer, I., & Lawn, B. R. (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(12), 1135–1147.
- Žmak, I., Ćorić, D., Mandić, V., & Ćurković, L. (2019). Hardness and indentation fracture toughness of slip cast alumina and alumina-zirconia ceramics. *Materials*, 13(1), 122.

## 6. Anhang:

Protokoll - Farbmessungen Cercon yo ML A3 Disc

Probe	Messpunkt (n)	L*	a*	b*
y1	Messpunkt 1	70	2	22
y1	Messpunkt 1	70	2	22
y1	Messpunkt 1	70	2	22
y1	Messpunkt 2	70	2	22
y1	Messpunkt 2	70	2	22
y1	Messpunkt 2	70	2	22
y1	Messpunkt 3	82	0	18
y1	Messpunkt 3	76	2	14
y1	Messpunkt 3	76	2	14
y2	Messpunkt 1	70	2	22
y2	Messpunkt 1	70	2	22
y2	Messpunkt 1	82	0	18
y2	Messpunkt 2	70	2	22
y2	Messpunkt 2	70	2	22
y2	Messpunkt 2	70	2	22
y2	Messpunkt 3	76	2	14
y2	Messpunkt 3	76	2	14
y2	Messpunkt 3	76	2	14
y3	Messpunkt 1	70	2	22
y3	Messpunkt 1	90	0	5
y3	Messpunkt 1	70	2	22
y3	Messpunkt 2	70	2	22
y3	Messpunkt 2	70	2	22
y3	Messpunkt 2	70	2	22
y3	Messpunkt 2	70	2	22
y3	Messpunkt 3	76	2	14
y3	Messpunkt 3	82	0	18
y3	Messpunkt 3	76	2	14

y4	Messpunkt 1	82	0	18
y4	Messpunkt 1	70	2	22
y4	Messpunkt 1	70	2	22
y4	Messpunkt 2	70	2	22
y4	Messpunkt 2	70	2	22
y4	Messpunkt 2	70	2	22
y4	Messpunkt 3	76	2	14
y4	Messpunkt 3	76	2	14
y4	Messpunkt 3	76	2	14
y5	Messpunkt 1	70	2	22
y5	Messpunkt 1	70	2	22
y5	Messpunkt 1	70	2	22
y5	Messpunkt 2	70	2	22
y5	Messpunkt 2	70	2	22
y5	Messpunkt 2	70	2	22
y5	Messpunkt 3	76	2	14

---

**L\* = Helligkeit; a\* = Rot/Grün-Achse; b\* = Gelb/Blau-Achse.**

**Protokoll - Farbmessungen IPS e.max ZirCAD Prime**

<b>Probe</b>	<b>Messpunkt (n)</b>	<b>L*</b>	<b>a*</b>	<b>b*</b>
p1	Messpunkt 1	70	2	22
p1	Messpunkt 2	76	2	14
p1	Messpunkt 3	76	2	14
p1	Messpunkt 1	70	2	22
p1	Messpunkt 2	76	2	14
p1	Messpunkt 3	76	2	14
p1	Messpunkt 1	70	2	22
p1	Messpunkt 2	76	2	14
p1	Messpunkt 3	76	2	14
p2	Messpunkt 1	76	2	14
p2	Messpunkt 2	76	2	14
p2	Messpunkt 3	76	2	14
p2	Messpunkt 1	76	2	14
p2	Messpunkt 2	76	2	14
p2	Messpunkt 3	76	2	14
p2	Messpunkt 1	76	2	14
p2	Messpunkt 2	70	2	22
p2	Messpunkt 3	76	2	14
p3	Messpunkt 1	70	2	22
p3	Messpunkt 2	76	2	14
p3	Messpunkt 3	76	2	14
p3	Messpunkt 1	70	2	22
p3	Messpunkt 2	76	2	14
p3	Messpunkt 3	76	2	14
p3	Messpunkt 1	70	2	22
p3	Messpunkt 2	76	2	14
p3	Messpunkt 3	76	2	14
p4	Messpunkt 1	76	2	14
p4	Messpunkt 2	76	2	14

p4	Messpunkt 3	76	2	14
p4	Messpunkt 1	76	2	14
p4	Messpunkt 2	76	2	14
p4	Messpunkt 3	76	2	14
p4	Messpunkt 1	72	4	18
p4	Messpunkt 2	76	2	14
p4	Messpunkt 3	76	2	14
p5	Messpunkt 1	70	2	22
p5	Messpunkt 2	76	2	14
p5	Messpunkt 3	76	2	14
p5	Messpunkt 1	76	2	14
p5	Messpunkt 2	70	2	22
p5	Messpunkt 3	76	2	14
p5	Messpunkt 1	70	2	22
p5	Messpunkt 2	76	2	14

**L\* = Helligkeit; a\* = Rot/Grün-Achse; b\* = Gelb/Blau-Achse.**

---

**Protokoll - Farbmessungen Luxor Z True Nature**

<b>Probe</b>	<b>Messpunkt (n)</b>	<b>L*</b>	<b>a*</b>	<b>b*</b>
11	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
11	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
11	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
11	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
11	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
11	Messpunkt 3	86.0	-0.5	7.0
11	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
11	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
11	Messpunkt 3	82.0	0.0	18.0
12	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
12	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
12	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
12	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
12	Messpunkt 2	80.0	0.0	16.0
12	Messpunkt 3	80.0	0.0	16.0
12	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
12	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
12	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
13	Messpunkt 1	86.0	-0.5	7.0
13	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
13	Messpunkt 3	82.0	0.0	18.0
13	Messpunkt 1	86.0	-0.5	7.0
13	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
13	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
13	Messpunkt 1	86.0	-0.5	7.0
13	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
13	Messpunkt 3	86.0	-0.5	7.0
14	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
14	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0

14	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
14	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
14	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
14	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
14	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
14	Messpunkt 2	82.0	0.0	18.0
14	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
15	Messpunkt 1	86.0	-0.5	7.0
15	Messpunkt 2	80.0	1.0	12.0
15	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
15	Messpunkt 1	90.0	-1.0	13.0
15	Messpunkt 2	80.0	1.0	12.0
15	Messpunkt 3	80.0	1.0	12.0
15	Messpunkt 1	86.0	-0.5	7.0
15	Messpunkt 2	80.0	1.0	12.0

**L\* = Helligkeit; a\* = Rot/Grün-Achse; b\* = Gelb/Blau-Achse.**

---

**Reproduzierbarkeit der Messungen**

<b>Material</b>	<b>Messpunkt</b>	<b>Kanal</b>	<b>ICC(1,1)</b>	<b>mittl. SD</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
				<b>innerhalb</b>		
				<b>Probe</b>		
Cercon yo ML	Messpunkt 1	L*	NaN	5.081	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 1	L*	NaN	5.081	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 2	L*	NaN	0.0	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 3	L*	NaN	1.386	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 1	a*	NaN	0.693	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 2	a*	NaN	0.0	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 3	a*	NaN	0.462	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 1	b*	NaN	2.887	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 2	b*	NaN	0.0	—	—
Cercon yo ML	Messpunkt 3	b*	NaN	0.924	—	—

**SD = Standardabweichung, ICC = Intraklassen-Korrelationskoeffizienten**

**Reproduzierbarkeit der Messungen**

Material	Messpunkt	Kanal	ICC(1, 1)	mittl. SD innerhalb Probe	F	p
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 1	L*	NaN	1.155	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 2	L*	NaN	1.386	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 3	L*	NaN	0.0	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 1	a*	NaN	0.231	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 2	a*	NaN	0.0	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 3	a*	NaN	0.0	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 1	b*	NaN	1.386	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 2	b*	NaN	1.848	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 3	b*	NaN	0.0	—	—
IPS e.max ZirCAD Prime	Messpunkt 1	L*	NaN	1.155	—	—

**SD = Standardabweichung, ICC = Intraklassen-Korrelationskoeffizienten**

**Reproduzierbarkeit der Messungen**

<b>Material</b>	<b>Messpunkt</b>	<b>Kanal</b>	<b>ICC(1, 1)</b>	<b>mittl. SD innerhalb Probe</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Luxor Z True Nature	Messpunkt 1	L*	NaN	0.462	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 2	L*	NaN	0.231	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 3	L*	NaN	1.222	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 1	a*	NaN	0.058	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 2	a*	NaN	0.0	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 3	a*	NaN	0.421	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 1	b*	NaN	0.693	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 2	b*	NaN	0.231	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 3	b*	NaN	2.665	—	—
Luxor Z True Nature	Messpunkt 1	L*	NaN	0.462	—	—

**SD = Standardabweichung, ICC = Intraklassen-Korrelationskoeffizienten**

**Druckversuch**

---

<b>Charge</b>	<b>Kraft max</b>	<b>Strecke max</b>	<b>Serie</b>	<b>Material</b>
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>		
1_1	3464.88	1.37	1	Cercon yo ML
1_2	4335.96	1.48	1	Cercon yo ML
1_3	3594.52	1.37	1	Cercon yo ML
1_4	3120.96	1.34	1	Cercon yo ML
1_5	3618.63	1.42	1	Cercon yo ML
2_1	2710.83	1.29	2	IPS e.max ZirCAD Prime
2_2	2111.58	1.22	2	IPS e.max ZirCAD Prime
2_3	2620.24	1.27	2	IPS e.max ZirCAD Prime
2_4	2914.60	1.30	2	IPS e.max ZirCAD Prime
2_5	2753.88	1.32	2	IPS e.max ZirCAD Prime
3_1	2856.72	1.31	3	Luxor Z True Nature
3_2	2982.21	1.29	3	Luxor Z True Nature
3_3	2812.80	1.30	3	Luxor Z True Nature
3_4	2814.34	1.24	3	Luxor Z True Nature
3_5	2445.35	1.21	3	Luxor Z True Nature

---

**SD = Standardabweichung, ICC = Intraklassen-Korrelationskoeffizienten**

---