

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



Einfluss des High-Speed-Sinterprozesses auf Ermüdungsverhalten, Genauigkeit und Passgenauigkeit von 4Y-TZP

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Xenia Melina Antón

aus

Gräfelfing

2022

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

Erster Gutachter: Prof. Dr. rer. biol. hum., Dipl.-Ing. Bogna Stawarczyk,
M.Sc.

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Tim Joda, M.Sc.

Dritter Gutachter: Prof. Dr. rer. biol. hum., Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 14.11.2022

Affidavit



LUDWIG-
MAXIMILIANS-
UNIVERSITÄT
MÜNCHEN

Promotionsbüro
Medizinische Fakultät



Eidesstattliche Versicherung

Antón, Xenia

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Einfluss des High-Speed-Sinterprozesses auf Ermüdungsverhalten, Genauigkeit und Passgenauigkeit von 4Y-TZP

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

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

München, den 27.11.2022

Xenia Antón

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Meiner geliebten Familie.

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	3
Inhaltsverzeichnis	5
1. Einleitung und Zielsetzung	6
2. Publikationsliste	16
Antón X, Liebermann A, Hampe R, Joda T, Stawarczyk B. Impact of High-Speed Sintering and Choice of Preshaded Monochrome or Multilayered Blanks on Fatigue Behavior of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. J Prosthet Dent 2021;0022-3913(21):00627-2. (doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.006)	16
Antón X, Stawarczyk B, Reymus M, Joda T, Liebermann A. Impact of High-Speed Sintering on Accuracy and Fit of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals. Int J Prosthodont 2021;34(6):775-783. (doi: 10.11607/ijp.7428)	16
3. Beitrag zu den Veröffentlichungen	17
4. Eigene Arbeiten	18
5. Abstract	21
6. Diskussion.....	24
6.1 Ermüdungsverhalten von monochromem und Multilayer 4Y-TZP unter Verwendung von konventionellen und High-Speed Sinterverfahren	24
6.2 Einfluss der High-Speed-Sinterung auf Genauigkeit und Passung von 4Y-TZP	28
7. Literaturverzeichnis	34
8. Danksagung	44

1. Einleitung und Zielsetzung

In den letzten Jahrzehnten haben vollkeramische Restaurationen aufgrund ihrer hervorragenden ästhetischen Eigenschaften und ihrer Biokompatibilität erheblich an Relevanz gewonnen [1]. Wichtig für den Langzeiterfolg der zahnähnlich aussehenden Restaurationen sind darüber hinaus insbesondere die guten mechanischen Eigenschaften [2].

Dabei führte die Verwendung von Zirkonoxid-Keramiken der 3. und 4. Generation, mit hohen Biegefestigkeits- und Bruchzähigkeitswerten und gleichzeitig adäquater Ästhetik, in den letzten Jahren zu einer verstärkten Verwendung von monolithischen Restaurationen für den Seitenzahnbereich [3]. So konnte die bekannte Chipping Problematik der Verblendkeramiken bei Verwendung von Zirkonoxid als Gerüstmaterial umgangen werden [4, 5]. Die Verbesserung der ästhetischen Eigenschaften im Vergleich zu den vorherigen Generationen kann durch eine Änderung des Yttriumoxidgehaltes (von 3 mol% auf 5 bzw. 4 mol%) erzielt werden [6].

Die technologischen Fortschritte im digitalen Workflow (CAD/CAM) in Verbindung mit modernen keramischen Werkstoffen haben den Herstellungsprozess für vollkeramische Versorgungen deutlich erleichtert und seine Produktivität gesteigert [7, 8]. So konnte durch die Einführung von optischen Scanverfahren, Form- und Mustererkennung beim digitalen Design, effizienteren Frästechniken und Speed- bzw. High-Speed-Sinteröfen die Fertigung immer weiter beschleunigt werden [9, 10].

1.1 Zirkonoxide

1.1.1 Eigenschaften und Struktur

Unter den keramischen Werkstoffen zeichnet sich Zirkonoxid durch seine sehr hohe Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Abrasionsbeständigkeit und Biokompatibilität aus [11-14]. Diese Eigenschaften begründen sich in der Polymorphie des Materials. Es kann je nach Temperatur in drei verschiedenen Modifikationen vorliegen. Bei Raumtemperatur tritt die kristalline Struktur des Zirkonoxid in der monoklinen Phase auf. Diese ist bis zu einer Temperatur von 1170°C stabil. Über dieser Temperatur kommt es zur Phasenumwandlung der Elementarzelle in die tetragonale Phase (siehe Abb. 1). Ab einer Temperatur über 2370°C tritt eine erneute Phasenumwandlung auf. Dann liegt die kubische Phase vor.

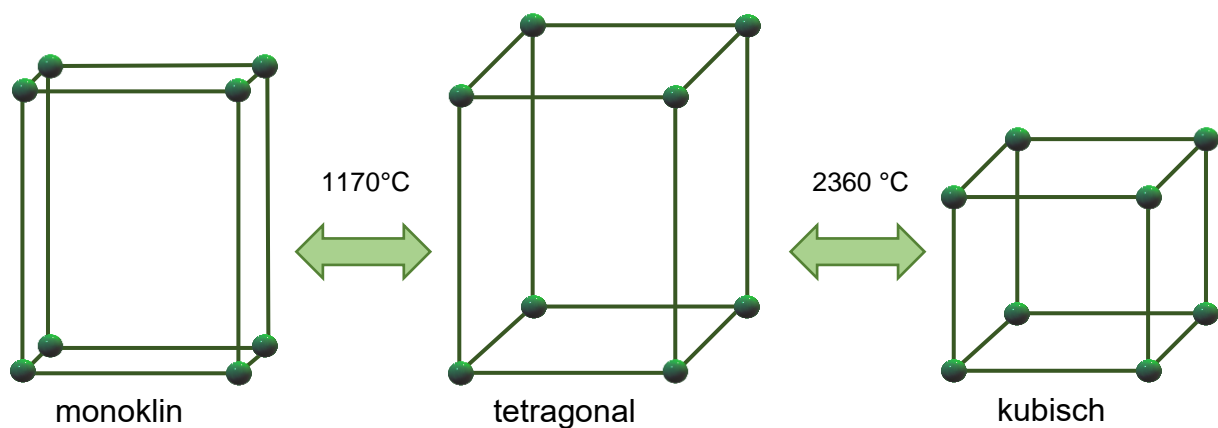


Abbildung 1: Modifikationen von Zirkonoxid in Abhängigkeit von der Temperatur [9]

Kühlt das Material ab, kommt es bei der Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase zu einer Volumenzunahme von etwa 3 - 5% (Martensitische Phasenumwandlung oder t/m-Phasenumwandlung). Diese Zunahme führt im reinen Zirkonoxid zur Rissbildung, da es im Material zu hohen Spannungen kommt. Durch

Stabilisierungsoxide wie Yttriumoxid (Y_2O_3), das in der Zahnmedizin meist zur Anwendung kommt, lässt sich die Rissausbreitung vermeiden. Das Material wird hierbei in der tetragonalen bzw. kubisch-tetragonalen Phase stabilisiert. Die t/m-Phasenumwandlung führt bei spontaner Umwandlung zu einer Verfestigung des Materials. Kommt es durch äußere Reize zu so einer spontanen Umwandlung, bilden sich durch die stattfindende Volumenzunahme feine Mikrorisse. Ein Entspannungsriss kann sich an diesen Mikrorissen totlaufen oder von den Zirkonoxidkörnern abgelenkt werden. Durch die Volumenzunahme während einer tetragonal-monoklinen Phasenumwandlung, die durch hohe Zugspannungen induziert werden kann, kommt es zum Spannungsabbau an den Rissspitzen. Der Riss schließt sich durch die der Zugspannung entgegenwirkende Volumenzunahme [15-19].

Nach dem Gehalt der zugesetzten Stabilisierungsoxide lassen sich vollstabilisierte und teilstabilisierte Zirkonoxide voneinander unterscheiden. Das teilstabilisierte Zirkonoxid mit einer niedrigeren Yttriumoxid-Konzentration (3 mol%) ermöglicht, durch eine Mischung aus kubischer, tetragonaler und monokliner Phase, eine Phasenumwandlung. Vollstabilisiertes Zirkonoxid liegt durch einen hohen Anteil an Yttriumoxid (4-5 mol%) in der kubischen Phase vor. So kann theoretisch keine Phasenumwandlung stattfinden, die Werte der Bruchzähigkeit sind reduziert [9, 16, 18]. Weiterhin zeigt sich, dass die Transluzenz des Materials umso höher ist, je höher der kubische Anteil ist. Gleichzeitig verringert sich aber die Festigkeit [3].

1.1.2 Generationen von Yttriumoxid-stabilisiertem Zirkonoxid (Y-TZP)

Die Eigenschaften von Yttriumoxid-stabilisiertem Zirkonoxid (Y-TZP) werden stetig optimiert. Durch Veränderungen auf molekularer Ebene und durch Modifikation des

Kristallgefüges lassen sich die Eigenschaften des Materials für den zahnärztlichen Gebrauch weiter verbessern [3].

Die erste, tetragonal teilstabilisierte Generation (3Y-TZP) wurde aufgrund ihrer hohen Festigkeitswerte (Biegefestigkeit > 1200 MPa) und ihrer hohen Opazität überwiegend als Gerüstmaterial verwendet [20]. Auch das ebenfalls tetragonal teilstabilisierte 3Y-TZP der 2. Generation wird hauptsächlich als Gerüstmaterial eingesetzt. Die Reduktion des Aluminiumoxidanteils und Verringerung der Partikelgröße führte lediglich zu einer kleinen Verbesserung der Transluzenz [9, 14]. Die Verblendung findet mit ästhetisch hochwertigeren Silikatkeramiken statt. Im Vergleich zu Metallkeramiken muss bei 3Y-TZP jedoch auf die erhöhte Anfälligkeit für Chipping hingewiesen werden [4, 9]. Hierbei kommt es zu einer Fraktur in der Verblendung. Diese konnte durch Anpassungen des Herstellungsprozesses [21-23], des Gerüstdesigns [24-26], der Verblendkeramik-Schichtstärke [27, 28] und der Abkühlungsrate beim Verblenden [29-31] verkleinert werden.

Die Entwicklung der vollstabilisierten dritten und vierten Generation (5Y-TZP bzw. 4Y-TZP) mit einem Yttriumoxidgehalt von 5 bzw. 4 mol-%, und dadurch einem kubisch tetragonalen Mischgefüge, hat zu einer Verbesserung der optischen Eigenschaften (Transluzenz) bei gleichzeitig geringeren mechanischen Eigenschaften (Biegefestigkeit) geführt, sodass sie für die monolithische Herstellung von Einzelzahnkronen und dreigliedrige Brücken freigegeben sind [32, 33]. Im Vergleich zu 5Y-TZP kann das später entwickelte 4Y-TZP durch eine leichte Verringerung des Yttriumoxid-Anteils und somit resultierenden höheren mechanischen Eigenschaften (Biegefestigkeit > 800 MPa) je nach Hersteller auch für monolithische mehrgliedrige Brücken eingesetzt werden. Dies ist auf den geringeren

Yttriumoxid-Gehalt und damit die Zunahme der tetragonalen Phase zurückzuführen [32].

Zur weiteren Verbesserung der Ästhetik werden die Rohlinge in Schichten voreingefärbt, sodass ein natürlicher Farbverlauf entsteht. Hierzu werden die vier Basispulver (weiß, grau, pink, gelb) unterschiedlich angemischt, sodass verschiedene Farbschichten entstehen. Des Weiteren können die verschiedenen Generationen innerhalb eines Multilayerrohlings kombiniert werden, sodass die jeweiligen Eigenschaften optimal genutzt werden. Die Basis der Restauration wird aus festerer Keramik (3Y-TZP bzw. 4Y-TZP) hergestellt und der optisch wichtigere Schneidekantenbereich aus 5Y-TZP bzw. 4Y-TZP [34-36].

Klinische Langzeitstudien fehlen bisher weitgehend für die monolithische Verwendung von kubischen Zirkonoxiden.

1.2 Sinterung

Neben ästhetischen und funktionellen Komponenten ist die Dauer der Behandlung sehr wichtig für den Patienten. Durch die Optimierung der Herstellungsprozesse kann dieser möglichst kurz und angenehm gestaltet werden [10, 37]. Im digitalen Workflow wird die intraorale Situation mittels Intraoralkamera gescannt. Diese Daten können direkt für die maschinelle Fräsung der Restauration verwendet werden. Chairside-systeme wie Cerec (Dentsply Sirona) können so eine one-visit Behandlung mit Lithium-Silikatkeramiken ermöglichen [38].

Um auch mit Zirkonoxiden in diesem hoch-effizienten Workflow arbeiten zu können, erscheint eine Reduzierung der Sinterzeit sinnvoll. Die konventionelle Sinterung kann wegen der langsamen Aufheiz- und Abkühlraten (5 – 10°C/min) und einer langen

Haltezeit (> 2 h) bis zu 10 h benötigen [10, 39, 40]. Dementsprechend ist für das Einsetzen einer Restauration ein zweiter Behandlungstermin an einem anderen Tag notwendig. Mit Verwendung neuer Technologien ist es möglich, diese Prozessschritte stark zu beschleunigen. Mit der Speed-Sinterung werden so Gesamtsinterzeiten von bis zu 2 h ermöglicht. Das High-Speed-Sintern erfolgt in einer Gesamtzeit von etwa 10 – 30 min [10, 37]. Für den Patienten bedeutet dies, dass eine Behandlung an nur einem Termin mit einer monolithischen Zirkonoxidrestauration ermöglicht werden kann.

Die Änderungen der Sinterparameter haben einen Einfluss auf das Gefüge von Zirkonoxid und somit auf seine physikalischen und optischen Eigenschaften. Die genaue Untersuchung der Eigenschaften von Zirkonoxid ist also essenziell, um gute Materialeigenschaften zu gewährleisten.

1.3 Einfluss der Sinterparameter auf die Eigenschaften von Y-TZP

Während eine erhöhte Sinter Temperatur und eine verlängerte Sinterzeit bei 3Y-TZP zu Korngrößenwachstum führen und somit eine Reduzierung der Biegefestigkeit bewirken können [41], wird dies für 4Y-TZP nicht beobachtet. Bei der High-Speed-Sinterung von 4Y-TZP werden für die Biegefestigkeit gleiche [6, 42] oder bessere [37, 43, 44] Werte erreicht als bei der konventionellen Sinterung. Auch die Abrasions- [45] und Bruchlastwerte [46] von Einzelzahnrestorationen sind höher als bei der konventionellen Sinterung. Durch eine künstliche Alterung nimmt die Zuverlässigkeit der Werte ab [43].

Eine Zunahme der Korngröße führt bei 3Y-TZP außerdem zu einer Zunahme der Transluzenz [10, 42, 44, 47]. Diese Veränderung lässt sich durch die Vergrößerung der Fläche unter der Sinterkurve erklären. Da diese Fläche bei der Speed- und High-

Speed-Sinterung deutlich verkleinert ist, ist hier eine niedrigere Transluzenz zu erwarten [6, 48]. Zirkonoxid für die High-Speed-Sinterung muss somit für das gleiche Farbresultat anders voreingefärbt werden als konventionell gesintertes Y-TZP [6].

1.4 Untersuchte Eigenschaften und angewandte Messmethoden

1.4.1 Dauerlast

Die zyklischen Kaukräfte (durchschnittlich: 90 – 300 N [49-53], mittlere max. Kräfte: 720 N [54] bei Vollbezahnung), denen Restaurationen im Kausystem jeden Tag ausgesetzt sind, können zu Risswachstum und somit zu Ermüdungsfrakturen führen. Auch die feuchte Umgebung im oralen Milieu begünstigt diese [55]. Sie treten bei geringeren Kräften auf, als dies durch statische Messmethoden suggeriert wird [56]. Um den klinischen Langzeiterfolg einer Restauration einzuschätzen, können unter anderem Dauerfestigkeitsversuche in-vitro durchgeführt werden. Die Kausituation mit den entsprechenden Kaukräften wird möglichst exakt simuliert [57, 58].

In Kausimulatoren werden Prüfkörper mit stark variierenden Zyklenzahlen, mit Kräften von etwa 50 N und einer Frequenz von 0,5 bis 2 Hz belastet. Häufig wird eine Zyklenzahl von 1,2 Mio. Zyklen verwendet, da diese eine klinische Zeitspanne von etwa fünf Jahren simulieren soll [57]. Im Anschluss an diese Belastung wird eine statische Prüfung bis zur Fraktur durchgeführt. Die Kausimulation ist hier also als eine Methode zur Alterung des Werkstoffs anzusehen.

Um bei den Messungen Zeit zu sparen, kann in dynamischen Dauerlastprüfgeräten eine stufenweise Erhöhung der einwirkenden Kraft bis zur Fraktur erfolgen. Die einwirkende Kraft wird nach einer definierten Zyklenzahl wiederkehrend um einen festgelegten Wert gesteigert. Die erreichten Festigkeitswerte können auf die reale Zyklenzahl extrapoliert werden [59-61]. Es gibt eine Vielzahl von

Dauerlastprüfvorrichtungen, die sich in ihren Eigenschaften stark voneinander unterscheiden. Auch die verwendeten Kraft- und Zyklenzahlen, sowie die Frequenz, die verwendete Prüfvorrichtung und die Parameter, variieren in der Literatur stark [61-68]. In dieser Arbeit wurde eine Dauerlastprüfmaschine mit einer 4-Punkt-Biegevorrichtung verwendet (Abbildung 2, 3). Die Biegefestigkeit wird beim 4-Punkt-Biegeversuch mit der folgenden Formel bestimmt:

$$\sigma = \frac{3PL}{4\omega b^2}$$

σ = Biegefestigkeit [MPa]; P = Bruchkraft [N]; L = Mittenabstand zwischen den äußeren Auflagerollen [mm]; ω = Breite des Prüfkörpers [mm]; b = Dicke des Prüfkörpers [mm].



Abbildung 2: Dauerlastprüfmaschine: CeraTest 2k

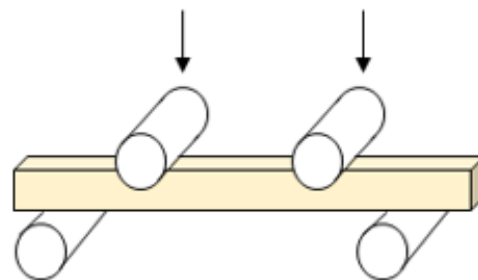


Abbildung 3: 4-Punkt-Biegevorrichtung

1.4.2 Genauigkeit und Passgenauigkeit

Für das Langzeitverhalten spielt unter vielen Faktoren auch die Passgenauigkeit einer Restauration eine wichtige Rolle [69-71]. Der marginale Spalt sollte möglichst geringgehalten werden, um so eine Zementauswaschung durch den Speichel zu minimieren [72]. Bei schlechter Randpassung kommt es leichter zur Anlagerung von Plaque und somit zu Sekundärkaries und Parodontitis [73, 74]. Ein Maximalwert für den marginalen Spalt von 120 µm sollte nicht überschritten werden [75, 76]. Für die gesamte Passung von Zirkonoxidrestaurationen wird ein Wert von 60 µm für den klinischen Erfolg empfohlen [77].

Um die Passgenauigkeit einer Restauration zu bestimmen, können 2D und 3D Methoden verwendet werden. Bei der konventionellen 2D Auswertung werden immer nur Schnittbilder des Befestigungsmaterialspaltes ausgewertet. Hier steht zum Beispiel die Cross-Sectioning-Methode oder die Replica-Methode zur Verfügung. Durch den Scan der Prüfkörper hingegen, kann eine 3D-Auswertung über den gesamten Befestigungsmaterialspalt durchgeführt werden [78-80]. So kann eine viel höhere Informationsdichte erzeugt werden [81-83].

Die Genauigkeit einer Restauration kann durch die Richtigkeit und die Reproduzierbarkeit charakterisiert werden. Während die Richtigkeit den Prüfkörper mit der digital designten STL-Datei vergleicht, zeigt die Reproduzierbarkeit die Unterschiede zwischen den einzelnen Prüfkörpern auf. So zeigt sich, ob es im Arbeitsablauf zu Änderungen in der Größe oder zu einem Verzug des Prüfkörpers kommt [84, 85].

1.5 Zielsetzung

Es gibt nur wenige Daten zum Dauerlastverhalten und zur Genauigkeit bzw. Passgenauigkeit von High-Speed gesinterem 4Y-TZP.

Das Ziel dieser Dissertation ist die Charakterisierung und der Vergleich des Ermüdungsverhaltens, der Genauigkeit und Passgenauigkeit von 4Y-TZP-Keramiken. Es wurden Multilayer und monochrome Materialien untersucht, die mit konventioneller bzw. High-Speed-Sinterung fertiggestellt wurden.

2. Publikationsliste

Antón X, Liebermann A, Hampe R, Joda T, Stawarczyk B. Impact of High-Speed Sintering and Choice of Preshaded Monochrome or Multilayered Blanks on Fatigue Behavior of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. J Prosthet Dent 2021;0022-3913(21):00627-2. (doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.006)

Antón X, Stawarczyk B, Reymus M, Joda T, Liebermann A. Impact of High-Speed Sintering on Accuracy and Fit of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals. Int J Prosthodont 2021;34(6):775-783. (doi: 10.11607/ijp.7428)

3. Beitrag zu den Veröffentlichungen

3.1 Beitrag zur ersten Publikation

Das Studiendesign wurde in Zusammenarbeit mit den Betreuer*innen ausgearbeitet. Hierfür wurde zuvor eine ausführliche Literaturrecherche durchgeführt. Die Experimente, wie auch die statistische Analyse der Ergebnisse, wurden selbstständig mittels der im Forschungsteam vorhandenen Methoden und Infrastruktur durchgeführt. Die Herstellung der Prüfkörper, die Messungen und die Ergebnisse wurden stets gemeinsam besprochen und diskutiert. Nachdem ich das Manuskript geschrieben habe, wurde ich durch meine Betreuer*innen durch Verbesserungsvorschläge unterstützt. Die Auswertung der Frakturanalyse wurde durch Dr. Rüdiger Hampe durchgeführt.

3.2 Beitrag zur zweiten Publikation

Auch hier wurden das Studiendesign und die Auswertungsmethodik, nach einer Literaturrecherche, mit den Betreuer*innen zusammen erarbeitet. Die Versuche wurden selbstständig mittels der im Forschungsteam vorhandenen Methoden und Infrastruktur durchgeführt und auch die Auswertung sowie die statistische Analyse wurden in Eigenarbeit geleistet. Die Herstellung der Prüfkörper, die Messungen und die Ergebnisse wurden stets gemeinsam besprochen und diskutiert. Anschließend wurde das Manuskript eigenständig verfasst und von den Mitautor*innen korrigiert. Die Forschungsergebnisse wurden im Rahmen der Voco Dental Challenge vorgestellt.

4. Eigene Arbeiten

In diesem Abschnitt werden zwei Originalarbeiten in englischer Sprache, die international veröffentlicht wurden, vorgestellt.

4.1 Problemstellung

Die High-Speed-Sinterung ermöglicht die Herstellung von monolithischen Zirkonoxidrestorationen in stark verkürzter Zeit. Neben der Behandlungsdauer sind vor allem die Materialeigenschaften entscheidend für die Patientenzufriedenheit. In Verbindung mit der 4. Generation von Y-TZP (4Y-TZP) können ästhetisch hochwertige Restorationen ermöglicht werden. Bisher gibt es jedoch kaum Veröffentlichungen zum Ermüdungsverhalten, zur Genauigkeit und Passgenauigkeit von 4Y-TZP in-vitro.

4.2 Antón X, Liebermann A, Hampe R, Joda T, Stawarczyk B. Impact of High-Speed Sintering and Choice of Preshaded Monochrome or Multilayered Blanks on Fatigue Behavior of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. J Prosthet Dent 2021;0022-3913(21):00627-2. (doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.006)

4.2.1 Material und Methoden

Für die Untersuchung des Dauerlastverhaltens von 4Y-TZP wurden 4-Punkt-Biegefestigkeits-Prüfkörper (N=405) hergestellt. Das Multilayer Material (Zolid DRS) wurde High-Speed gesintert (1580°C für etwa 20 min) (Zolid DRS) und das Multilayer Material (Zolid Gen-x) wurde konventionell gesintert (1450°C für etwa 10 h). Das monochrome Material (Ceramill Zolid HT+PS) wurde ebenfalls konventionell gesintert (1450°C für etwa 10 h). Das Ermüdungsverhalten wurde unter Verwendung von fünf

Kraftprotokollen ermittelt. Es wurden drei Stufenprotokolle (P1: 50 N / 5000 Zyklen, P2: 10 N / 1000 Zyklen und P3: 5% / 5000 Zyklen), ein Protokoll mit einer konstanten Kraft von 720 N (P4) und ein weiteres Protokoll mit verschiedenen Kraftstufen (P5) verwendet. Die Kraftstufenprotokolle wurden mit Kaplan-Meier und Mantel-Cox Tests analysiert ($\alpha=0.05$). P4 wurde nicht-parametrisch mit Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis und Mann-Whitney U Tests ausgewertet. Für P5 wurde ein Kraft-Zyklen Diagramm erstellt. Außerdem wurde eine Frakturanalyse durchgeführt.

4.2.2 Ergebnisse

Das konventionell gesinterte Multilayer Material ZMLC zeigte bei der Untersuchung mit allen drei Stufenprotokollen (P1-P3) bessere Kraftwerte als die beiden anderen Materialien ZMLH ($P\leq 0.006$) und ZMOC ($P\leq 0.002$). Diese zeigten vergleichbare Ergebnisse ($P\geq 0.285$). In den anderen beiden Protokollen traten keine signifikanten Unterschiede auf ($P=0.163$ für P4).

4.3 Antón X, Stawarczyk B, Reymus M, Joda T, Liebermann A. Impact of High-Speed Sintering on Accuracy and Fit of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals. Int J Prosthodont 2021;34(6):775-783. (doi: 10.11607/ijp.7428)

4.3.1 Material und Methoden

Zur Untersuchung von Genauigkeit (Richtigkeit und Reproduzierbarkeit) und Passgenauigkeit wurden Kronen, Freidendbrücken und Endpfeilerbrücken aus drei verschiedenen 4Y-TZP Materialien hergestellt. Wie bereits oben beschrieben, wurde das Multilayer Material (Zolid DRS) High-Speed gesintert, während die beiden anderen Materialien (Zolid Gen-x und Ceramill Zolid HT+PS) konventionell gesintert wurden. Die High-Speed-Sinterung wurde bei 1580°C für 20 min durchgeführt, die

Sinterzeit der konventionellen Sinterung betrug bei 1450°C etwa 10 h. Im Anschluss wurden die Prüfkörper eingescannt und die Genauigkeit und Passgenauigkeit mit Hilfe einer 3D-Analyse Software (GOM Inspect 2019) bestimmt. Die Auswertung wurde nicht-parametrisch mit dem Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis und Mann-Whitney U Test ausgeführt ($\alpha=.05$).

4.3.2 Ergebnisse

Die Genauigkeit zeigte bei den Multilayer Materialien für die High-Speed-Sinterung signifikant schlechtere Werte als für die konventionelle ($P\leq.001-.008$).

Endfeilerbrücken zeigten allgemein geringere Genauigkeitswerte als

Freiendbrücken und Kronen. Auf die Passgenauigkeit von Kronen und dreigliedrigen Brücken hatte die Wahl des Sinterverfahrens keinen Einfluss ($P=.154-.877$).

4.4 Schlussfolgerung

Die High-Speed-Sinterung hat im Vergleich zur konventionellen Sinterung einen negativen Einfluss auf das Dauerlastverhalten und die Genauigkeit von 4Y-TZP in-vitro. Auf die Passgenauigkeit hatte die High-Speed-Sinterung keine klinisch relevanten Effekte. Die Multilayer-Technik hingegen führte zu einer Verbesserung des Dauerlastverhaltens, im Vergleich zum monochromen Material. Insgesamt zeigte das High-Speed gesinterte Multilayer-Material ähnliche Dauerlastwerte und Genauigkeiten wie das monochrome Material.

5. Abstract

5.1 Statement of problem

High-speed sintering enables the fabrication of monolithic zirconia restorations in a greatly reduced time. In addition to the treatment time, the material properties are decisive for patient satisfaction. In combination with the 4th generation of Y-TZP (4Y-TZP), esthetically high-quality restorations can be achieved. To date, however, there are hardly any publications on the fatigue behavior, accuracy and fit of 4Y-TZP in vitro.

5.2 Antón X, Liebermann A, Hampe R, Joda T, Stawarczyk B. Impact of High-Speed Sintering and Choice of Preshaded Monochrome or Multilayered Blanks on Fatigue Behavior of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. J Prosthet Dent 2021;0022-3913(21):00627-2. (doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.006)

5.2.1 Material and Methods

For the investigation of the fatigue behavior of 4Y-TZP, 4-point flexural strength test specimens (N=405) were fabricated. The multilayer material (Zolid DRS) was sintered high-speed (1580°C for about 20 min) (Zolid DRS) and the multilayer material (Zolid Gen-x) was sintered conventionally (1450°C for about 10 h). The monochrome material (Ceramill Zolid HT+PS) was also conventionally sintered (1450°C for about 10 h). Fatigue behavior was determined using five load protocols. Three step-stress protocols (P1: 50 N / 5000 cycles, P2: 10 N / 1000 cycles, and P3: 5% / 5000 cycles), one constant load protocol with 720 N (P4), and another protocol with different load levels (P5) were used. The load level protocols were analyzed with Kaplan-Meier and Mantel-Cox tests ($\alpha=.05$). P4 was analyzed non-parametrically

with Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis, and Mann-Whitney U tests. For P5, a load-cycle diagram was drawn. A fracture analysis was performed.

5.2.2 Results

The conventionally sintered multilayer material ZMLC showed better load values than the other two materials ZMLH ($P \leq .006$) and ZMOC ($P \leq .002$) when tested with all three step-stress protocols (P1-P3). These showed comparable results ($P \geq .285$). No significant differences occurred in the other two protocols ($P = .163$ for P4).

5.3 Antón X, Stawarczyk B, Reymus M, Joda T, Liebermann A. Impact of High-Speed Sintering on Accuracy and Fit of 4 mol% Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals. Int J Prosthodont 2021;34(6):775-783. (doi: 10.11607/ijp.7428)

5.3.1 Material and Methods

To investigate accuracy (trueness and reproducibility) and fit, crowns, cantilever bridges and conventional bridges were fabricated from three 4Y-TZP materials. As described above, the multilayer material (Zolid DRS) was high-speed sintered, while the other two materials (Zolid Gen-x and Ceramill Zolid HT+PS) were conventionally sintered. The high-speed sintering was performed at 1580°C for 20 min, while the sintering time of the conventional sintering was about 10 h at 1450°C. Subsequently, the specimens were scanned, and the accuracy and fit were determined using 3D analysis software (GOM Inspect 2019). The evaluation was performed non-parametrically using the Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis, and Mann-Whitney U tests ($\alpha = .05$).

5.3.2 Results

The accuracy showed significantly worse values for multilayer materials for high-speed sintering than for conventional ($P \leq .001-.008$). Conventional bridges generally showed worse accuracy values than cantilever bridges and crowns. The choice of sintering method had no effect on the accuracy of fit of crowns and three-unit bridges ($P = .154-.877$).

5.4 Conclusions

Compared with conventional sintering, high-speed sintering showed a negative effect on the fatigue behavior and accuracy of 4Y-TZP in vitro. The multilayer technique, in contrast, resulted in an improvement of the fatigue behavior, compared to the monochrome material. Regarding fit of 4Y-TZP restorations, high-speed sintering and choice of blank had no clinically relevant effects. Overall, the high-speed sintered multilayer material showed similar fatigue values and accuracies as the monochrome material.

6. Diskussion

In diesem Abschnitt werden die Publikationen diskutiert.

6.1 Ermüdungsverhalten von monochromem und Multilayer 4Y-TZP unter Verwendung von konventionellen und High-Speed Sinterverfahren

In dieser Untersuchung lag der Schwerpunkt auf dem Vergleich des Ermüdungsverhaltens eines Multilayer 4Y-TZP, welches High-Speed gesintert wurde, zu zwei konventionell gesinterten (monochrome und Multilayer) 4Y-TZP-Keramiken. Außerdem wurde die Auswirkung verschiedener Dauerlastprüfprotokolle auf die Ergebnisse untersucht.

Zwischen den für die Dauerlastprüfung verwendeten Stufenprotokollen (P1-P3) gab es keine signifikanten Unterschiede. Jedoch gilt dies nicht im Vergleich zu Dauerlastprotokoll 5, da die Materialwerte hier ein niedrigeres Kraftniveau erreicht haben. Die Nullhypothese, dass die Wahl des Ermüdungsprotokolls keinen Einfluss auf das Ergebnis hat, muss also verworfen werden.

Da es in den Ergebnissen keinen Unterschied zwischen den Stufenprotokollen gab, kann angenommen werden, dass es zukünftig ausreichend ist, nur eines dieser Protokolle zu verwenden [68]. Diese Stufenprotokolle werden verwendet, um die Prüfzeit zu verkürzen [59-61] und so mehr Prüfungen in der gleichen Zeit durchführen zu können. Indem die verkürzte Zeit auf die Grundzeit unter konstanter Belastung extrapoliert wird, kann ein klinisch relevantes Ergebnis erzielt werden [60,

61]. Hierfür werden die Ergebnisse der Stufenprotokolle mit denen der konstanten Prüfung (P5) verglichen.

Im Kraft-Zyklus Diagramm, das entsprechend der Norm für die dynamische Prüfung von intraossären dentalen Implantaten (ISO 14801, 2016) erstellt wurde, zeigt sich, dass die Materialien über einen Zeitraum von 5×10^6 Zyklen mit einer Kraft zwischen 530 und 580 N ohne Fraktur belastet werden können (ZMLC>ZMLH>ZMOC). Diese Werte lagen über den durchschnittlichen menschlichen Kaukräften von 90 bis 300 N [49-53], waren aber niedriger als die maximalen Kaukräfte (700 bis 777,7 N) [54].

Darüber hinaus wurden bei einer konstanten Belastung von 720 N (P4) keine Unterschiede zwischen den Materialien festgestellt. Hier konnten maximal 10 000 Zyklen erreicht werden. Die Verwendung von 4Y-TZP bei Bruxismus bleibt fraglich.

Die in den Stufenprotokollen erzielten Bruchlasten lagen zwischen 683 und 810 N, also etwa 150 – 300 N höher als bei konstanter Belastung. Dies kommt durch die Erhöhung der belastenden Kraft in relativ kurzer Zeit zustande. Der kumulative Effekt war geringer. Die Unterschiede zwischen den Materialien wurden deutlicher.

Das Multilayer 4Y-TZP (konventionelle Sinterung) zeigte in allen Stufenprotokollen höhere Bruchlastwerte und Zyklenzahlen als das monochrome Material (konventionelle Sinterung). Die High-Speed-Sinterung von 4Y-TZP (Multilayer) führte zu einer Verschlechterung der Werte im Vergleich zur konventionellen Sinterung. Insgesamt zeigten das monochrome 4Y-TZP (konventionelle Sinterung) und das High-Speed gesinterte Multilayer Material vergleichbare Werte. In den beiden anderen Profilen (P4 und P5) konnten keine Unterschiede festgestellt werden.

Die Biegefestigkeit wird durch die Zugabe von Farbpigmenten negativ beeinflusst [86, 87]. Außerdem könnten Multilayer Materialien [88] durch die unterschiedlichen

Zusammensetzungen der einzelnen Schichten im Vergleich zu monochromem Material höheren inneren Spannungen ausgesetzt sein, was je nach Spannungsverlauf zu einer Veränderung der Dauerfestigkeit beitragen könnte. In dieser Studie zeigten sich jedoch bei gleichen Sinterprotokollen höhere Bruchlastwerte für das Multilayer Material. Es kann angenommen werden, dass es durch das häufige Pressen des Materials mit den verschiedenen Farben zu einer erhöhten Kompression und dadurch zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften kommt. Weitere Studien sind an dieser Stelle notwendig, um die Struktur genauer zu untersuchen.

Für Biegefestigkeits-, Bruchlast- und Abrasionswerte werden nur leichte Verschlechterungen durch die High-Speed-Sinterung berichtet [6, 43-46]. Die Zuverlässigkeit der Werte nach Alterung wird jedoch als schlechter bewertet als die bei konventioneller Sinterung [43]. Des Weiteren zeigte das hier untersuchte Ermüdungsverhalten in den Stufenprotokollen Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen. Das konventionell gesinterte ZMLC zeigte bessere Werte als das High-Speed gesinterte ZMLH ($P=0.014$), was darauf hinweist, dass die Veränderung der Sinterzeit und der Sintertemperatur einen negativen Einfluss auf das Ermüdungsverhalten von 4Y-TZP hat. Beide Multilayer Materialien (Zolid DRS und Zolid Gen-X) sind chemisch gleich zusammengesetzt (4Y-TZP), mit Unterschieden in der Färbung und Geometrie des Rohlings. Der Farbton von Zolid DRS wurde an die High-Speed-Sinterung angepasst, da sich die Auswirkungen der Sinterung auf die optischen Eigenschaften des Materials durch die Änderung der Sinterparameter verändern [6]. Außerdem ist das Material in Form von Fräsblöcken statt in Scheibenform erhältlich, da High-Speed gesintertes Material maximal für eine Restauraionsgröße von 3 Einheiten (1 Brückenglied) verwendet werden kann.

Bei der fraktografischen Analyse wurde der Ursprung des Risses identifiziert, um festzustellen, ob die Prüfkörper für die weitere Berechnung in angemessener Weise gebrochen sind. Im Allgemeinen wurden ähnliche Bruchbilder bei allen Prüfkörpern festgestellt. In fast allen Fällen begann der Primärriss an kleinen Rissen, die sich an oder nahe der Oberfläche befanden. Verarbeitungsfehler waren nur selten die Ursache für einen Bruch. Die umfangreiche Fragmentierung der Prüfkörper mit einer hohen Anzahl an Fragmenten deutet auf hochfeste Brüche hin. Das Vorhandensein oder Fehlen der typischen Bruchspuren ähnlich der „arrest lines“ liefert analytische Informationen über die Bruchprüfung. „Arrest lines“, die aufgrund von kleinen Änderungen in der Rissebene zwischen den Belastungszyklen auftreten, wurden nicht entdeckt, was darauf hindeutet, dass die anfänglichen Risse nur geringfügig wuchsen, bevor sie instabil wurden [89]. „Slow crack growth“ Mechanismen wurden nicht festgestellt.

Die in dieser Studie verwendete 4-Punkt-Biegefestigkeits-Untersuchung ist eine der empfindlichsten Prüfmethode, da die Kontaktfläche in der Zugzone am größten ist und deswegen die Wahrscheinlichkeit einen Riss im Material zu finden am höchsten ist. Daher ergeben sich die niedrigsten Festigkeitswerte für diese Testmethode [90]. Die biaxiale Biegefestigkeit könnte ebenfalls interessante Erkenntnisse liefern. Ein Vergleich der verschiedenen Biegefestigkeiten im Rahmen der Dauerlastprüfung sollte im Weiteren durchgeführt werden.

In früheren Studien wurde das Ermüdungsverhalten von Zirkonoxid-Prüfkörpern, die auf eine Kunststoffbasis mit einem Dentin ähnlichen E-Modul befestigt waren, mit einer Belastungsfrequenz von 10 Hz getestet, wie sie auch in dieser Untersuchung verwendet wurde [91, 92]. Dies basierte auf einer Vorprüfung der elastischen

Bewegung von Zirkonoxid-Prüfkörpern, bei der diese Frequenz als angemessen bewertet wurde.

Zu den Einschränkungen der vorliegenden Untersuchung gehört die Verwendung von geometrischen 4-Punkt-Biegefestigkeits-Prüfkörpern. Die klinische Situation kann durch FDPs besser dargestellt werden, da Faktoren wie die Kerbwirkung des Interdentalbereiches berücksichtigt werden können. Die vereinfachte Prüfkörperform erleichtert jedoch die Bestimmung der Eigenschaften des Materials. Des Weiteren wurde die axiale Belastung, ohne Lateralbewegungen, untersucht, und dies unter trockenen Bedingungen durchgeführt. Der Vergleich mit anderen Studien zum Ermüdungsverhalten von Zirkonoxid ist aufgrund der unterschiedlichen Untersuchungsmethoden schwierig. Durch die Verkürzung oder Verlängerung der Belastungsstufen mit unterschiedlichen Belastungsintervallen werden nicht vergleichbare Ergebnisse für die maximale Belastbarkeit und die Gesamtzahl der Zyklen gewonnen.

6.2 Einfluss der High-Speed-Sinterung auf Genauigkeit und Passung von 4Y-TZP

Um den Effekt der High-Speed-Sinterung auf die Genauigkeit (Richtigkeit und Reproduzierbarkeit) und die Passung zu charakterisieren, wurde ein High-Speed gesintertes Material (ZMLH) mit zwei konventionell gesinterten Materialien (ZMOC und ZMLC) verglichen. Die Nullhypothese, dass das Sinterverfahren keinen Einfluss auf die oben genannten Eigenschaften hat, muss aufgrund der Ergebnisse verworfen werden.

Der Vergleich zu anderen Studien ist wegen der Vielfalt der verwendeten Untersuchungsmethoden schwierig. Oft werden die interne und die marginale Passung herangezogen, um die Passgenauigkeit von Restaurationen zu bestimmen. In der Vergangenheit wurden häufig 1D und 2D Methoden, wie die Replica-Technik oder die Cross-Sectioning Methode verwendet [85]. Diese Methoden können lediglich Informationen über maximal zwei Schnittebenen liefern und sind aufgrund des analogen Prozesses fehleranfällig. Eine weitere Möglichkeit ist die digitale 3D-Analyse. So kann jede relevante Stelle einer Restauration in die Auswertung einbezogen werden [80]. Durch die hier möglich werdende Überprüfung der Genauigkeit (Richtigkeit und Reproduzierbarkeit) kann außerdem die Sinterschrumpfung beurteilt werden. Ein weiterer Vorteil ist der Verzicht auf Modelle, wodurch eine weitere Fehlerquelle vermieden werden kann.

Für alle verwendeten Methoden ist die Genauigkeit der Fräsmaschine und des verwendeten Scanners sowie die Dicke der Scanspray Schicht entscheidend. Sie haben einen großen Einfluss auf die Signifikanz der Ergebnisse. Die genutzte Fräsmaschine (Ceramill Motion 2) hat laut Hersteller eine Wiederholgenauigkeit der Achsenpositionierung von 1 μm , der Scanner (Ceramill Map 400) eine Genauigkeit von 6 μm . Für die Scanspray Schichtstärke kann nach eigenen Vorversuchen ein durchschnittlicher Wert von 16 μm angenommen werden. Dieser stimmt mit Werten aus der Literatur überein [93, 94].

Bei der 3D Triple-Scan Methode wird der Klebespalt zwischen den Oberflächen bestimmt, die beide unter Scan-Spray Einsatz gescannt werden. Das Ergebnis für den Spalt kann also als zu klein angenommen werden. Außerdem entsteht eine Ungenauigkeit durch den Modelldruck. Der Modelldruck ist unvermeidbar, da auf einem Frasaco-Modell keine starre Position der Pfeilerzähne garantiert werden kann.

Außerdem wird so dem klinischen Workflow gefolgt, da die Restauration auch hier auf einem Modell aufgepasst wird. Der Einfluss der Genauigkeit auf die Ergebnisse sollte durch die Herstellung mehrerer Modelle minimiert werden. Unter Beachtung aller Ungenauigkeiten der 3D Methoden wurden diese in anderen Studien als ausreichend beschrieben [80, 93, 94].

Der Mittelwert und die Standardabweichung (SD) wurden als Auswertungsparameter verwendet. Diese beschreiben unabhängig von der Fläche den Unterschied zwischen den Prüfkörpern (Richtigkeit und Reproduzierbarkeit) und die Größe des Klebespaltes (Passung). Im letzteren Fall werden die Werte auch nicht durch eine mangelnde Passung und eine daraus resultierende kleinere Bewertungsfläche im Randbereich beeinflusst, wie es bei einer Bewertung über das Volumen der Fall wäre. Um die Ergebnisse richtig interpretieren zu können, wurde die Annahme getroffen, dass zwei volumengleiche Körper mit unterschiedlicher Form keine Abweichung in der mittleren Distanz ihrer Außenflächen aufweisen, wenn sie ideal überlagert werden. Eine Abweichung unter den mittleren Abstand bedeutet also eine Zunahme oder Abnahme des Volumens.

Der Vergleich zwischen monochromem (ZMOC) und Multilayer (ZMLC) Material ergab nur für die SD der Richtigkeit und für den Mittelwert und die SD der Reproduzierbarkeit für Brückenkonstruktionen aus ZMLC signifikant bessere Werte. Diese Werte deuten darauf hin, dass die Größenwiedergabe der Endpfeilerbrücken aus ZMLC besser ist als bei ZMOC. Der Unterschied zwischen ZMLC und ZMOC besteht in der Multilayer Technologie. Weitere Informationen sind nicht vom Hersteller verfügbar. Die High-Speed Sinterung (ZMLH) hatte im Vergleich zur konventionellen Sinterung (ZMLC) einen negativeren Einfluss auf die Größenreproduktion und die Dimensionsstabilität der dreigliedrigen FDP-

Restaurationen. Die SD der Richtigkeit sowie der Mittelwert und die SD der Reproduzierbarkeit wiesen höhere Werte auf. Bei den Kronen wurde nur eine Verschlechterung der SD der Reproduzierbarkeit beobachtet, d. h. eine Abweichung der Dimensionsstabilität der Restaurationen voneinander. Insgesamt lässt dies die These zu, dass das konventionelle Sintern im Vergleich zur High-Speed-Sinterung in Bezug auf Größenreproduktion und Dimensionsstabilität überlegen bleibt. Bei der Untersuchung der konventionellen dreigliedrigen FDPs wurde deutlich, dass sie bei allen Materialien einen größeren Verzug aufwiesen als Freidendbrücken, mit höheren SD-Werten für Richtigkeit und Reproduzierbarkeit. Bei der konventionellen Sinterung verschlechterte sich auch die Größenwiedergabe der konventionellen Brücken. Dies lässt die Vermutung zu, dass ein Freidendglied weniger Einfluss auf den Sinterverzug hat als ein Brückenzwischenglied. Die Werte für Kronenkonstruktionen liegen trotz der geringeren geometrischen Komplexität und dem geringeren Volumen tendenziell zwischen denen der dreigliedrigen FDPs. Dies lässt darauf schließen, dass die größere Pfeilgeometrie eines Molaren einen deutlich negativeren Einfluss auf die Dimensionsstabilität hat als die eines Prämolaren.

Die Ergebnisse der Untersuchung der Passgenauigkeit zeigten weniger signifikante Unterschiede als die der Untersuchung der Genauigkeit. Der Grund hierfür könnte in den Messtoleranzen der Methodik liegen. Bei ZMLH waren die marginale und die interne Passung bei konventionellen dreigliedrigen FDPs tendenziell schlechter als bei den anderen untersuchten Restaurationstypen. Bei ZMLC zeigten die eingliedrigen FDPs eine schlechtere interne Passung als die Freidendbrücken. Die Ergebnisse der Untersuchung der Passgenauigkeit unterstützen somit grundsätzlich die Beobachtungen hinsichtlich der Genauigkeit.

Die Dimensionsstabilität könnte von der Homogenität des Materials und den Fräs- und Sinterparametern beeinflusst werden. Eine Änderung der Sinterparameter (höhere Temperatur, schnellere Aufheizung und kürzere Sinterzeit) kann das Schrumpfungsverhalten verändern. Die geringe Wärmeleitfähigkeit von Keramiken führt bei einer gesteigerten Aufheizrate zu einem erhöhten Temperaturgradienten. Die maximale Sintertemperatur wird im Äußeren der Restauration schneller erreicht, während die Temperaturänderung im Inneren verzögert abläuft. Daher kommt es zu einem größeren Temperaturgradienten. Dieser Gradient hängt weitgehend von den inhärenten thermophysikalischen Eigenschaften des Materials ab, wie z.B. der Wärmeleitfähigkeit. Diese Veränderungen der Sinterparameter können zu lokalen Unterschieden in der Sinterschrumpfung und damit zu Verformungen und Änderungen in der Größenwiedergabe führen. Je größer die Restauration, desto größer scheint der Einfluss zu sein. Um eine korrekte Größenwiedergabe (Richtigkeit) der Restaurationen zu gewährleisten, ist es hilfreich, den Vergrößerungsfaktor genau voreinzustellen [95-97].

Auf der Grundlage der vorliegenden Ergebnisse hat das Multilayer Material keine Nachteile gegenüber dem monochromen Material, da mit dem konventionellen Sinterverfahren vergleichbare Werte für die Passung gemessen werden konnten. Die High-Speed-Sinterung scheint bei großen Restaurationen zu einer Verschlechterung der Größenreproduktion und der Dimensionsstabilität zu führen. Dies wirkte sich jedoch kaum auf die Passung der Restaurationen selbst aus.

Ein Vergleich mit der Genauigkeit anderer Y-TZP-Materialien ist aufgrund der Vielfalt der Auswertungsmethoden nicht möglich. Ein Vergleich mit der Passung anderer Materialien ist schwierig. Für Zirkonoxid kann ein Mittelwert von $83 \pm 24 \mu\text{m}$ und eine SD von $59 \pm 25 \mu\text{m}$ als Referenz für den Randspalt und ein Mittelwert von 101 ± 30

μm und eine SD von $53 \pm 30 \mu\text{m}$ für die interne Passung angenommen werden [77]. Für die High-Speed-Sinterung von 3Y-TZP (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) wurde ein Randspalt von $41,06 \pm 14,03 \mu\text{m}$ ermittelt [98]. Bei einem anderen High-Speed gesinterten 3Y-TZP (inCoris TZI, Dentsply Sirona) wurde ein Randspalt zwischen $61,5$ und $68,2 \mu\text{m}$ festgestellt [99]. Die hier ermittelten Werte lagen in einem ähnlichen Bereich. Klinisch wird ein maximaler Randspalt von $120 \mu\text{m}$ als Voraussetzung für eine erfolgreiche Therapie angesehen [75, 76]. Dies kann in jedem Fall durch das Aufpassen der Restaurationen erreicht werden.

Eine Einschränkung dieser Studie ist das Fehlen einer Power-Analyse zur Bestimmung der Stichprobengröße, sodass nicht klar ist, ob die Stichprobengröße ausreichend war. Weitere Studien mit gleichen Versuchsanordnungen, Parametern und Auswertungstechniken sollten durchgeführt werden, um einen Vergleich der Forschungsergebnisse zu ermöglichen.

7. Literaturverzeichnis

1. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
2. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
3. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümkmann N. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen von verblendet bis monolithisch. *Quintessenz Zahntech* 2016;42:740-65.
4. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493-502.
5. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2013;26:164-71.
6. Jansen JU, Lumkmann N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent*. 2019;122:396-403.
7. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
8. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
9. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkmann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int* 2017;48:369-80.
10. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, Dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceram Int* 2017;43:10999-1005.

11. Alfawaz Y. Zirconia Crown as Single Unit Tooth Restoration: A Literature Review. *J Contemp Dent Pract* 2016;17:418-22.
12. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int* 2017;48:441-50.
13. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res* 2018;97:140-7.
14. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:128-38.
15. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
16. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83:461-87.
17. Baltzer A. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*: Deutscher Ärzteverlag 2007.
18. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-98.
19. McMeeking R, Evans A. Mechanics of transformation-toughening in brittle materials. *J Am Ceram Soc* 1982;65:242-6.
20. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, de la Cruz Cardona J, Paravina RD, del Mar Pérez M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *J Dent* 2012;40:e34-e40.
21. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-- a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent* 2009;25:121-8.

22. Kanat B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Gungor M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont* 2014;23:445-55.
23. Marchionatti AME, Aurelio IL, May LG. Does veneering technique affect the flexural strength or load-to-failure of bilayer Y-TZP? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2018;119:916-24.
24. Stawarczyk B, Jahn D, Becker I, Fischer J, Hämmerle CHF. Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen. *Quintessenz Zahntech* 2008;34:1246-54.
25. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012;28:378-84.
26. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-83.
27. Kern M. Neue Werkstoffe und Verfahren für die CAD/CAM-Restaurationen. *Zahnärztl Mitt* 2013;103:332.
28. Lohbauer U. Zirkonoxid braucht Kenntnisse. *ZWR* 2012;121:168-72.
29. Rues S, Kroger E, Muller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent* 2010;38:987-94.
30. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009;5:1668-77.
31. Zhang Z, Guazzato M, Sornsuvan T, Scherrer SS, Rungsiyakull C, Li W, Swain MV, Li Q. Thermally induced fracture for core-veneered dental ceramic structures. *Acta Biomater* 2013;9:8394-402.
32. Stawarczyk B, Lümke mann N, Eichberger M, Edelhoff D. Werkstoffkunde Update: monolithisches Zirkonoxid. *Quintessenz Zahntech* 2017;43:980-91.

33. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* 2016;32:e327-e37.
34. Ivoclar Vivadent. IPS e.max ZirCAD.
https://www.ivoclar.com/de_de/products/digital-processes/ips-e.max-zircad (Zugriff am 06.01.2022).
35. Neuer IPS e.max ZirCAD MT Multi-Block für CEREC-Anwender.
<https://highlights.ivoclarvivadent.com/dentist/de/neuer-ips-e.max-zircad-mt-multi-block-für-cerec-anwender> (Zugriff am 06.01.2022).
36. IPS e.max ZirCAD Prime: Vollkeramik neu definiert.
<https://highlights.ivoclarvivadent.com/lab/de/ips-e.max-zircad-prime-vollkeramik-neu-definiert> (Zugriff am 06.01.2022).
37. Ersoy NM, Aydogdu HM, Degirmenci BU, Cokuk N, Sevimay M. The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta Biomater Odontol Scand* 2015;1:43-50.
38. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Invest* 2013;17:1765-72.
39. Kauling AE, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Keul C. Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *J Prosthetic Dent* 2020;124:380-6.
40. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater* 2014;33:591-8.
41. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest* 2013;17:269-74.
42. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater* 2014;30:e419-24.

43. Jerman E, Wiedenmann F, Eichberger M, Reichert A, Stawarczyk B. Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials *Dent Mater*. 2020;36:1144-50.
44. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119:308.e1-.e7.
45. Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dent Mater* 2020;6:846-53.
46. Mayinger F, Pfefferle R, Reichert A, Stawarczyk B. Impact of High-Speed Sintering of Three-Unit 3Y-TZP and 4Y-TZP Fixed Dental Prostheses on Fracture Load With and Without Artificial Aging. *Int J Prosthodont*. 2021;34:47-53.
47. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont* 2013;5:161-6.
48. Lawson NC, Maharishi A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthet Restor Dent* 2020;32:219-25.
49. Anderson D, Picton D. Masticatory stresses in normal and modified occlusion. *J Dent Res* 1958;37:312-7.
50. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983;62:32-6.
51. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van THMA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-24.
52. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-9.

53. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
54. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002;88:498-502.
55. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-61.
56. Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dental Mater* 2017;33:1192-204.
57. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25:348-52.
58. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent* 2013;41:1135-47.
59. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res* 2016;28:18-27.
60. Zhao W, Elsayed E. A general accelerated life model for step-stress testing. *IIE Trans.* 2005;37:1059-69.
61. Nelson WB. *Accelerated Testing: Statistical Models, Test Plans, and Data Analysis*. New Jersey: John Wiley & Sons 1990;493-520.
62. Abernethy B. *The New Weibull Handbook*. 2006;137-46.
63. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont* 2004;17:313-7.
64. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149-57.

65. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018;85:57-65.
66. Bergamo ETP, Bordin D, Ramalho IS, Lopes ACO, Gomes RS, Kaizer M, Witek L, Bonfante EA, Coelho PG, Del Bel Cury AA. Zirconia-reinforced lithium silicate crowns: Effect of thickness on survival and failure mode. *Dent Mater* 2019;35:1007-16.
67. Zucuni CP, Venturini AB, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Valandro LF. Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;90:673-80.
68. Jerman E, Lümekemann N, Eichberger M, Hampe R, Stawarczyk B. Impact of varying step-stress protocols on the fatigue behavior of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2021;37:1073-82.
69. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994;72:585-90.
70. Kuhn K, Ostertag S, Ostertag M, Walter MH, Luthardt RG, Rudolph H. Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. *Comput Biol Med* 2015;57:32-41.
71. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014;112:1425-31.
72. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991;65:436-42.
73. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 1983;10:563-78.
74. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 2003;111:163-9.

75. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985;53:24-9.
76. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
77. Svanborg P. A systematic review on the accuracy of zirconia crowns and fixed dental prostheses. *Biomater Investig Dent* 2020;7:9-15.
78. Svanborg P, Andersson M, Reinedahl T, Alstad T. Comparison of the 3D triple-scan protocol and the impression replica technique for 3-unit tooth-supported fixed dental prostheses. *Biomater Investig Dent* 2019;6:32-4.
79. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont* 2013;22:419-28.
80. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RE. A technique for in vitro fit assessment of multi-unit screw-retained implant restorations: application of a triple-scan protocol. *J Dent Biomech* 2012;3.
81. Dahl BE, Ronold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent* 2017;117:400-4.
82. Son K, Lee S, Kang SH, Park J, Lee KB, Jeon M, et al. A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses. *J Clin Med* 2019;8:785.
83. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent* 2018;119:75-81.
84. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *Int J Comput Dent* 2016;19:45-62.

85. Kirsch C, Ender A, Attin T, Mehl A. Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clin Oral Investig* 2017;21:551-8.
86. Rada S, Culea E, Rada M. Novel ZrO₂ based ceramics stabilized by Fe₂O₃, SiO₂ and Y₂O₃. *Chem Phys Lett* 2018;696:92-9.
87. Wen N, Yi YF, Zhang WW, Deng B, Shao LQ, Dong LM, et al. The color of Fe₂O₃ and Bi₂O₃ pigmented dental zirconia ceramic. *Key Engineering Materials*. *Trans Tech Publ* 2010;434-5:582-5.
88. Elsaka SE. Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *J Prosthodont* 2019;28:e279-84.
89. Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses*. Washington: National Institute of Standards and Technology; 2016. p. 4-58.
90. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36:316-21.
91. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 2004;71:381-6.
92. Zhang Y, Song JK, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 2005;73:186-93.
93. Burde AV, Ducea D, Cuc S, Moldovan M, Campian RS. Three-dimensional evaluations of the coating thickness of two optical conditioning scanning sprays. *Mater Plast* 2016;53:65–67.
94. Lehmann KM, Azar MS, Kämmerer PW, Wentaschek S, Hell EN, Scheller H. The effect of optical conditioning of preparations with scan spray on preparation form. *Acta Stomatol Croat* 2011;45:86-92.
95. Filser F, Kocher P, Gauckler L. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 2003;23:382-390.

96. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater* 2007;26:820-826.
97. Burger W, Richter H, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:113-118.
98. Khaledi AAR, Vojdani M, Farzin M, Pirouzi S, Orandi S. The effect of sintering time on the marginal fit of zirconia copings. *J Prothodont* 2019;28:e285-289.
99. Nakamura T, Nakano Y, Usami H, Okamura S, Wakabayashi K, Yatani H. In vitro investigation of fracture load and aging resistance of high-speed sintered monolithic tooth-borne zirconia crowns. *J Prosthodont Res* 2020;64:182-187.

8. Danksagung

Ich bedanke mich bei all denjenigen, die mich tatkräftig bei meiner Dissertation unterstützt und motiviert haben. Ein besonderer Dank geht an folgende Personen:

- Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc. als Mitglied der Betreuungskommission für das Überlassen des Themas und ihre ausgezeichnete fachkundliche Unterstützung.
- PD Dr. med. dent. Anja Liebermann als Mitglied der Betreuungskommission für die immer hilfsbereite Betreuung.
- Prof. Dr. med. dent. Tim Joda, M.Sc., PhD als Mitglied der Betreuungskommission für die tatkräftige Unterstützung aus der Ferne.
- PD Dr. med. dent. Marcel Reymus für seine hilfsbereite Unterstützung.
- Dr. Dipl.-Ing (FH) Rüdiger Rampe für seine fachkundliche Unterstützung.
- ZT Marlis Eichberger für die zahntechnische Hilfestellung bei der Durchführung der Versuche im Labor.
- Alle Mitglieder und Doktoranden der Werkstoffkundeforschung der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU für die tolle kollegiale Zusammenarbeit.
- Besonderen Dank gebührt meiner Familie, die mir während meiner gesamten Ausbildungszeit mit Rat und Tat zur Seite stand.