

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Tiefziehverblendung in der Zahnheilkunde:  
Vergleich mit einer konventionellen  
Verblendung und monolithischen  
Restorationen**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
**Johanna Barbara Schäfer**  
aus **Wasserburg am Inn**

**2019**

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Universität München

Berichterstattein: PD Dr. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, MSc

Mitberichterstatteininnen: Prof. Dr. Mechthild Stöckelhuber  
Prof. Dr. Karin Huth

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 25. 07. 2019

**Anmerkung:**

Zur Vorstellung der neuartigen Verblendmethode mit Hilfe der Tiefziehtechnologie wurde bereits ein Artikel publiziert:

Titel: Die Tiefziehverblendung

Eine neue Möglichkeit zur kostengünstigen und reparierbaren Verblendung

Autoren: ZT Marlis Eichberger,

Prof. Dr. med. dent. ZT Daniel Edelhoff,

med. dent. ZT Johanna Schäfer,

ZT Josef Schweiger,

PD Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc.

Journal: Quintessenz Zahntechnik.2014;40(5):548-569

In Dankbarkeit  
meinen lieben Eltern  
sowie  
in Andenken meinen Großeltern  
gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

1.	<b>Einleitung</b> .....	1
2.	<b>Literaturübersicht</b> .....	2
2.1	Tiefziehen in der Dentalbranche .....	2
2.1.1	Einteilung der Thermoplaste .....	2
2.1.2	Begriffsdefinition Thermoformen mit Geschichte und Anwendung der Tiefziehtechnologie in der Zahnheilkunde .....	3
2.1.3	Thermoplastische Tiefziehfolien .....	5
2.1.4	Die Vakuumform- und Druckformtechnik .....	10
2.2	Verschiedene Gerüstwerkstoffe in der Zahnmedizin und deren Verblendmöglichkeiten .....	11
2.2.1	Zirkonoxid – eine Oxidkeramik auf dem Vormarsch zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen .....	11
2.2.2	Nichtedelmetalllegierungen als Gerüstwerkstoffe mit neuartiger CAD/CAM-Fertigungstechnik für festsitzenden Zahnersatz .....	13
2.2.3	Die Familie der Polyaryletherketone (PAEK) mit Polyetheretherketon (PEEK) als Hauptvertreter der PAEK-Werkstoffklasse .....	14
2.2.4	Verblendmöglichkeiten der drei unterschiedlichen Gerüstwerkstoffe .....	16
2.2.4.1	Die Tiefziehverblendung .....	16
2.2.4.2	Keramikverblendungen in der konventionellen Schichttechnik, deren klinisches Versagensmuster mit Definition und Ursachen von „Chipping“, sowie Einsatz monolithischer Kronen zur Vermeidung der Keramikabplatzungen .....	17
2.2.4.3	Kunststoffverblendung und klinischer Einsatz monolithischer PEEK-Kronen .....	20
2.3	In-vitro-Alterungssimulation von Restaurationen zur Einschätzung der klinischen Lebensdauer .....	21
2.4	Bruchlastmessungen zur Beurteilung der mechanischen Stabilität einer Restauration .....	22
2.5	Grundbegriffe der Tribologie und Verschleiß in der Zahnmedizin mit in-vitro- und in-vivo-Verschleißmessung .....	22
3.	<b>Ziel der wissenschaftlichen Arbeit</b> .....	28
4.	<b>Material und Methoden</b> .....	30
4.1	Aufbau der praktischen Versuche .....	30

4.2	Material und Methode der Bruchlastmessungen von Kronen .....	31
4.3	Material und Methode der Abrasionsbeständigkeitsmessungen .....	46
4.4	Statistische Methoden .....	51
5.	<b>Ergebnisse</b> .....	52
5.1	Ergebnisse der Bruchlastmessungen von Kronen .....	52
5.2	Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeitsmessungen .....	66
6.	<b>Diskussion</b> .....	68
7.	<b>Schlussfolgerung</b> .....	78
8.	<b>Zusammenfassung</b> .....	79
9.	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	81
10.	<b>Danksagung</b> .....	90

## 1. Einleitung

Verblendkronen erfüllen die funktionellen und ästhetischen Anforderungen der Zahnärzte und der Patienten. Als „Goldstandard“ gelten heutzutage immer noch Metallkeramikronen [1], wobei Vollkeramikrestaurationen aufgrund ihrer Biokompatibilität und Ästhetik sowie deren guten mechanischen Eigenschaften immer häufiger die Metallkeramikronen ablösen [2, 3]. Das größte Problem stellen dabei die Abplatzungen der Verblendkeramik dar. Das spröde Verhalten der Keramik kann zu spontanen Frakturen führen [4], die das Versagen der Restauration bedingen [5, 6]. Die vorliegende Dissertation stellt die Möglichkeit einer neuartigen Verblendtechnik vor. Mit thermoplastischen Tiefziehfolien kann eine schnelle und einfache Verblendung erfolgen, bei der die reduzierte Okklusalfäche mit einer thermoplastischen Verblendfolie komplettiert wird. Die Tiefziehtechnologie ist bereits aus verschiedensten Bereichen der Zahnheilkunde bekannt. Bisher wurde die Tiefziehtechnik unter anderem für provisorische Kronen oder Brücken, in der Kieferorthopädie, zur Herstellung von Strahlenschutz- oder Bleachingschienen und im Bereich der Sportprävention angewandt [7-9]. Mittels Druckform- oder Vakuumtechnik erfolgt das Umformen der Thermoplaste. Zu den einzelnen Arbeitsschritten zählen die Erwärmung der Kunststofffolien, das Tiefziehen, die Abkühlung unter Formzwang und das Entformen [10]. Gängige Thermoplaste in der Zahnheilkunde sind Polyethylene, Polypropylene, Co-Polyester, Polyurethane und Ethylenvinylacetat [11-14]. Im Allgemeinen sind Thermoplaste empfindlich gegenüber Hitze, anfällig auf Feuchtigkeit und sie weisen eine relativ geringe Abrasionsbeständigkeit auf [11, 15]. Schienen aus thermoplastischen Tiefziehfolien wird eine kurze Lebensdauer [15, 16] und eine erhöhte Bruchneigung aufgrund geringer Verschleißfestigkeit zugeschrieben [15]. Für einen klinischen Langzeiterfolg ist nicht nur die mechanische Stabilität, sondern auch die Verschleißfestigkeit dentaler Materialien entscheidend [17, 18].

In dieser Dissertation wurden tiefziehverblendete Kronen mit drei verschiedenen Gerüstmaterialien hergestellt und auf deren Bruchlast und Abrasionsbeständigkeit getestet. Zusätzlich wurden konventionell verblendete sowie monolithische Kronen angefertigt und auf gleiche Art und Weise geprüft, so dass die Ergebnisse miteinander vergleichbar waren. Die Prüfkörper der Bruchlastuntersuchung wurden je zur Hälfte einer künstlichen Alterung im Thermoplastwechsler unterzogen. Die Untersuchungen zur Abrasionsbeständigkeit erfolgten im Kausimulator mit integriertem Thermoplastwechsler.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1 Tiefziehen in der Dentalbranche

#### 2.1.1 Einteilung der Thermoplaste

Die Einteilung der polymerbasierten Werkstoffe erfolgt in Elastomere, Thermoplaste und Duroplaste. Aufgrund der rein physikalischen Wechselwirkungen der Makromoleküle der Thermoplaste untereinander sind diese wärmeverformbar, wohingegen bei Elastomeren und Duroplasten die Makromoleküle chemisch miteinander vernetzt sind. Aus diesem Grund muss hierbei die Formgebung vor Ablauf der Vernetzungsreaktion erfolgen [19]. In dieser Dissertation wurden die Thermoplaste in Form von Tiefziehfolien verwendet, weshalb im Folgenden näher auf diese Kunststoffklasse eingegangen werden soll.

Thermoplaste werden nach der Anordnung der Makromoleküle in amorph und teilkristallin unterschieden. Bei den amorphen Thermoplasten gleiten die Polymerketten bei Wärmezufuhr leicht voneinander ab und sind oberhalb der Glas temperatur  $T_g$  weich und viskos. Bei weiterer Wärmezufuhr wird die Molekülbeweglichkeit immer größer und die Kunststoffe werden flüssig, bis letztendlich eine Zersetzung eintritt. Zwischen  $T_g$  und der „flüssigen Phase“ kann man die amorphen Thermoplaste umformen. Bei höheren Temperaturen können sie gegossen werden. Einen Schmelzpunkt  $T_m$  gibt es bei den amorphen Kunststoffen nicht. Die teilkristallinen Thermoplaste haben einen Schmelzpunkt  $T_m$ . Sie zeigen teilweise parallel zueinander ausgerichtete Strukturen auf, wodurch das Abgleiten der Polymerketten durch Wirkung von Nebervalenzkräften erschwert ist. Diese Kunststoffe können zu 40-50 % kristallisieren, so dass die amorphen Anteile oberhalb der  $T_g$  weich/viskos vorliegen. Zwischen  $T_g$  und  $T_m$  weisen diese Kunststoffe eine zäh-harte Struktur auf. Lediglich ein kleiner Temperaturbereich ermöglicht das Umformen der teilkristallinen Thermoplaste. Sie beginnen zu fließen, wenn die Kristallite aufgeschmolzen wurden ( $T_m$ ). Diese Eigenschaften führen bei den teilkristallinen Kunststoffen zu einer Erhöhung der Dichte, der Festigkeit, der Steifigkeit und der Gebrauchs-/Schmelztemperatur (Abbildung 1) [19, 20]. Amorphe Polymere sind lichtdurchlässig und klar, haben ein höheres Elastizitätsmodul (E-Modul) und eine höhere Wasserabsorptionsrate als teilkristalline Thermoplaste, die durch unterschiedliche Brechungsindizes der Kristallite transluzent bis opak sind [10, 11, 21].

amorph	teilkristallin
 <p data-bbox="268 555 730 586">lose miteinander verschlaufte Moleküle</p>	 <p data-bbox="858 555 1369 631">verschlaufte und über Kristalle verbundene Moleküle</p>
<p data-bbox="204 654 778 685">Einsatztemperatur <math>&lt; T_g</math>    ➡ überwiegend spröde</p> <p data-bbox="204 694 778 725">bei <math>T &gt; T_g</math>                    ➡ plastisch formbar</p>	<p data-bbox="817 654 1082 685">Einsatztemperatur <math>&lt; T_m</math></p> <p data-bbox="817 694 1279 725">bei <math>T &lt; T_g</math>                    ➡ spröde</p> <p data-bbox="817 739 1343 770">bei <math>T &gt; T_g</math>                    ➡ zäh/elastisch</p> <p data-bbox="817 784 1279 815">bei <math>T &gt; T_m</math>                    ➡ gießbar</p>

Abbildung 1: Anordnung der Makromoleküle nicht vernetzter Kunststoffe und deren Eigenschaftsunterschiede [19,20]

### 2.1.2 Begriffsdefinition Thermoformen mit Geschichte und Anwendung der Tiefzieh-technologie in der Zahnheilkunde

Ein Umformen von thermoplastischen Materialien mit Hilfe von Druckluft oder Vakuum bei erhöhter Temperatur bzw. durch Wärmezufuhr beschreibt den Vorgang des Thermoformens und wird häufig als Tiefziehen bezeichnet. Zu den einzelnen Arbeitsschritten zählen die Erwärmung der Kunststofffolien bis zu deren elastoplastischer Umformtemperatur mit anschließender Formgebung durch Thermoformgeräte, Abkühlung unter Formzwang und das abschließende Entformen des tiefgezogenen Werkstücks [10]. In der Zahnmedizin handelt es sich um die Positivformung, bei der die Außenkontur des Modells/Gerüsts abgeformt wird und die Rückstellkräfte der Tiefziehfolie sowie die Ausformkräfte in gleicher Richtung wirken. Abbildung 2 stellt das Gerüst- und Verblenddesign der Tiefziehverblendung dar.

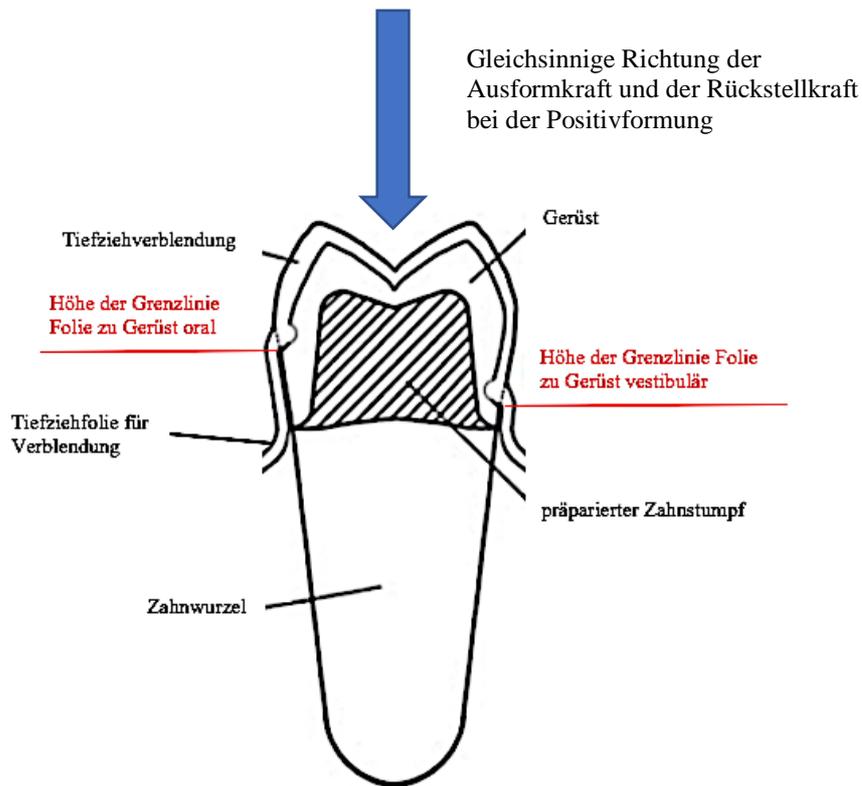


Abbildung 2: Gerüst- und Verblenddesign mit schematischer Darstellung der gleichsinnigen Krafrichtung bei Positivformung unter Angabe der Grenzlinien Folie zu Gerüst oral und vestibulär [4]

Mit der Einführung des Druckformgerätes Erkopress 1964 (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) und der Erfindung einer Unterziehfolie in der Tiefziehtechnik, die dem Schrumpfausgleich dienen sollte, war der Weg für die Tiefziehtechnologie bereitet [7]. 1967 brachte Scheu Dental (Iserlohn, Deutschland) das Druckformgerät BIOSTAR® mit 6 bar Arbeitsdruck auf den Dentalmarkt. Zunächst wurden mit diesem Gerät Positioner für den kieferorthopädischen Einsatz hergestellt, bis in den 1980er Jahren Retentionsschienen und -platten folgten. Ab 1988 konnten bei diesem Gerät manuell die Temperatur sowie die Heiz- und Abkühlzeiten eingestellt werden. Seit 2006 wird innerhalb einer Sekunde die gewünschte Arbeitstemperatur mittels Infrarotstrahler erreicht und 2009 folgte das Ablesen der Temperaturparameter auf den Folien durch einen aufgebrachten Scan-Code. Eine komfortablere Handhabung und kürzere Arbeitszeiten sind das Resultat [8, 22]. Derzeit wird die Tiefziehtechnik in der Zahnheilkunde für folgende beispielhafte Einsatzgebiete angewendet (Tabelle 1) [7-9, 23]:

*Tabelle 1: Zusammenfassung möglicher Einsatzgebiete der Tiefziehtechnologie mit Anwendungsbeispielen (ohne Anspruch auf Vollständigkeit) [7-9,23]*

<b>Einsatzgebiet</b>	<b>Anwendungsbeispiele</b>
Prothetik und konservierende Zahnheilkunde	Provisorische Kronen/ Brücken, Aufbisschienen, Knirscherschienen, Interimsschienen, Funktionslöffel, Basisplatten
Kieferorthopädie	Korrekturen von Zahnfehlstellungen, Bracketübertragungsschienen, Dehnplatten, Positioner, invisible Retainer, Retentionsplatten
Implantologie	Bohr- und Planungsschablonen
Krebstherapie	Fluoridierungs-/ Strahlenschutzschienen
Röntgendiagnostik	Röntgenschablonen
Chirurgische Therapie	Verbandplatten, Zahnfleischverbände
Kosmetische/ ästhetische Zahnmedizin	Bleachingschienen
Somnologie	Schnarchschiene
Sport	Sportmundschutz

### 2.1.3 Thermoplastische Tiefziehfolien

Kieferorthopädische Geräte und Sportmundschutz können aus thermoplastischen Polymeren mittels Tiefziehtechnologie seit den späten 1960er und frühen 1970er Jahren hergestellt werden [12, 24]. Hauptsächlich werden dafür Polyethylen, Polypropylen, Co-Polyester, Polyurethan und Ethylenvinylacetat verwendet [11-14]. Vorteile, wie einfache und kostengünstige Herstellung, gute Reinigungsmöglichkeit, Langlebigkeit und hervorragende ästhetische Eigenschaften führten beispielsweise zum Einsatz der Retainer aus thermoplastischen Materialien anstatt von Hawley Retainer in der Kieferorthopädie [24]. Unabhängig vom Materialtyp sind thermoplastische Materialien viskoelastisch, was zu dämpfenden Eigenschaften führt. Allerdings sind die Werkstoffe empfindlich beim Herstellungsprozess und allgemein empfindlich gegenüber Temperaturen, anfällig gegenüber Feuchtigkeit und zeigen nach wenigen Monaten eine geringe Abrasionsbeständigkeit im Bereich inzisaler und okklusaler Oberflächen [11, 15]. Das Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PET-G) ist ein nichtkristallisierendes amorphes Co-Polymer aus Polyethylenterephthalat mit guten

mechanischen und optischen Eigenschaften, guter Verformbarkeit, Dauerfestigkeit und Dimensionsstabilität [13], welches beim Einsatz von Retainern im Vergleich zu Thermoplasten auf Polypropylen-Basis eine 3,7-fach höhere Verschleißbeständigkeit zeigte [24]. In einer Studie von Ahn *et al.* [11] wurde festgestellt, dass der intraorale Einsatz von Retainer, die mittels Vakuumtiefziehtechnik hergestellt wurden, zu signifikanten morphologischen Veränderungen der Retaineroberfläche führte. Die Oberflächenrauigkeit erhöhte sich mit zunehmender in-vivo-Expositionszeit. Die Kauflächen zeigten deutliche Rauheiten und Unregelmäßigkeiten, wobei die Okklusalfäche am stärksten betroffen war, gefolgt von der Lingualseite und zuletzt der Bukkalseite. Diese Oberflächenveränderungen können die bakterielle Adhäsion erleichtern. Laut dem Pflegehinweis von Erkodent GmbH sollten die thermoplastischen Polymere und die daraus hergestellten Versorgungen nicht mit Zahnpasta gereinigt werden. Möglich sind spezielle Reinigungstabletten sowie Seifen und Spülmittel [25]. Eine Härtesteigerung und steifere Schienen durch Erhöhung des Elastizitätsmoduls (E-Modul), der Drucklast, der Zugspannung und der Streckgrenze ergeben sich nach sechsmonatiger Tragedauer der Schienen [11]. Intraoraler Einsatz von KFO-Geräten führt zur Kaltverformung, welche zu erhöhter Härte und Verschleißbeständigkeit thermoplastischer Polymere resultiert [24]. Zu beachten ist auch, dass Wasser chemisch mit Polymeren reagieren kann, was als Hydrolyse bekannt ist. Die Wasseraufnahme kann zu mehreren physikalisch-chemischen Veränderungen im Material führen. Auch Lösungsmittel führen zur Quellung, bis hin zur vollständigen Zersetzung der Thermoplaste, je nach Zusammensetzung von Polymer und Lösungsmittel. Grundsätzlich sollten thermoplastische Materialien eine geringe Wasserabsorptionsrate aufweisen, da eine hygroskopische Expansion womöglich zu einer veränderten Passung führt [13, 19].

Beim Tiefziehvorgang selbst können zunächst mittels Infrarotstrahler Folien bis zu einer Dicke von 2,5 mm einseitig beheizt werden, bei stärkeren Folien sollte beidseitig beheizt werden. Das Beheizen von beiden Seiten führt nicht nur zu einer verkürzten Heizzeit, sondern führt auch zu einer besseren Temperaturverteilung über der Folie [10]. Bei Geräten ohne Zeit- oder Temperatursteuerung kann mit einem stumpfen Instrument der Weichheitsgrad getestet werden. Wenn bleibende Impressionen vorhanden sind, ist die Folie zum Tiefziehen warm genug [25]. Auf dem Dentalmarkt sind Folienstärken zwischen 0,1 mm und 6 mm erhältlich [7-9]. Bei der Auswahl der Folienstärke muss miteinberechnet werden, dass „das Tiefziehmaterial bei der Abformung eines Modellbereichs von 1 cm Höhe 20 - 25 % seiner Ausgangsstärke verliert, bei 2 cm Höhe 30 – 40 %“ [25]. Bei der Streckung der Folie über das

zu verblende Gerüst können sich unterschiedliche Ausdünnungen der Folie ergeben, so dass beispielsweise in Fissuren und Grübchen eine größere Restdicke der Verblendfolie nach dem Tiefziehvorgang besteht als bei der Folie an den Höckerspitzen. Mizuhashi *et al.* [26] fanden heraus, dass es im Bereich der ersten Molaren nach dem Tiefziehen von Sportmundschutz Dickenunterschiede gibt. Der Mundschutz war im Bereich der Zahnhöcker dünner im Vergleich zur Zervikalregion. Auch bei der Tiefziehverblendung kommt es im Bereich der Oral- und Vestibulärfläche bei Relativbewegung von Gerüst und Folie in senkrechter Richtung durch die unterschiedlich hohe Lage der Grenzlinie von Tiefziehverblendung und Gerüst (siehe Abbildung 2) zu einer ungleichmäßigen Streckung der Folie. Das Reduktionsmaß beschreibt den Abstand zwischen einem definierten Punkt auf der Außenfläche des Gerüsts und dem dazugehörigen definierten Punkt auf der fertig gestellten Verblendung in einer absoluten Längenangabe (z.B. Millimeter) und kann folgendermaßen berechnet werden [4]:

$$\mathbf{R} = \mathbf{V}_{\text{Fol-Proj}} \div \mathbf{A}_{\text{Abschnitt}} \quad \text{und} \quad \mathbf{V}_{\text{Fol-Proj}} = \mathbf{d}_{\text{Folie}} \cdot \mathbf{A}_{\text{Projektion}}$$

<b>R</b> =	Reduktionsmaß
<b>V<sub>Fol-Proj</sub></b> =	Folienvolumen innerhalb der projizierten Abbildung des Abschnitts (z. B. Zahnseitenfläche) auf die Folie vor dem Thermoformen
<b>A<sub>Abschnitt</sub></b> =	Flächeninhalt des Abschnitts
<b>d<sub>Folie</sub></b> =	Dicke der Folie vor dem Thermoformen
<b>A<sub>Projektion</sub></b> =	Flächeninhalt der projizierten Abbildung des Abschnitts (z. B. Zahnseitenfläche) auf die Folie vor dem Thermoformen

Tabelle 2 stellt einen Auszug der thermoplastischen Tiefziehfolien, die aktuell auf dem Dentalmarkt angeboten werden, dar [27-41]:

Tabelle 2: Übersicht gängiger thermoplastischer Tiefziehfolien [27-41] (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

<b>Thermoplast</b>	<b>Abkürzung</b>	<b>Hersteller/ Anwendungs- beispiel</b>	<b>Name/Eigenschaften</b>
Polyethylen	PE	Dreve Dentamid: Bleachingschiene	BIO Bleach hard: transparent, Gebrauchstemperatur von -40 bis +65 °C, 0,2 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h (bei 23 °C/ 3mm)
		Scheu Dental: provisorische Kronen/Brücken	COPYPLAST: transparent, Vicat-Erweichungstemperatur* 89°C < 0,1 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h (bei 23 °C)
		Erkodent: Zahnfleischverband	Erkolen: transparent, Vicat-Erweichungstemperatur* 94 °C 0,1 % Wasseraufnahme
Polycarbonat	PC	Dreve Dentamid: Verbandplatte	Biolit D: klar, 0,15 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h
Polypropylen	PP	Dreve Dentamid: Provisorienherstellung	Drufolen H: natur,
		Scheu Dental: Gusskäppchen	HARDCAST: transparent, Vicat-Erweichungstemperatur* Methode A 154 °C/ Methode B 90 °C < 0,1 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h (bei 23 °C)
Styrol-Butadien-Styrol	SBS	Erkodent: Einlage Sportmundschutz	Erkodur-S: klar, Vicat-Erweichungstemperatur* 63 °C, 0,2 % Wasseraufnahme
Polylactidacid	PLA	Erkodent: Basisplatten, Bisschablonen	Erkoplast PLA-R/-T/-W: rosa/transparent/weiß, Vicat-Erweichungstemperatur* 77 °C, 0,1 % Wasseraufnahme

Fortsetzung Tabelle 2: Übersicht gängiger thermoplastischer Tiefziehfolien [27-41] (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

<b>Thermoplast</b>	<b>Abkürzung</b>	<b>Hersteller/ Anwendungs- beispiel</b>	<b>Name/Eigenschaften</b>
Polyethylenterephthalat- Glykol	PET-G	Scheu Dental: invisible Retainer	Duran: transparent, Vicat-Erweichungstemperatur* ca. 80 °C 0,2 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h (bei 23 °C)
		Dreve Dentamid: Aufbissschiene	Biolon: glasklar, Gebrauchstemperatur von -40 bis +65 °C, 0,2 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h (bei 23 °C/ 3mm)
		Erkodent: Provisorien	Erkodur A1: zahnfarben, Vicat-Erweichungstemperatur* 80 °C, 0,2 % Wasseraufnahme
Ethylvinylacetat	EVA	Scheu Dental: Positioner	BIOPLAST: verschiedene Farben, Vicat-Erweichungstemperatur* 42 °C < 0,2 % Wasseraufnahme innerhalb 24 h (bei 23 °C)
		Erkodent: Fluoridierungsschiene	Erkoflex: verschiedene Farben, Vicat-Erweichungstemperatur* 40 °C, 0,2 % Wasseraufnahme

\* Die Vicat-Prüfmethode wird angewendet, um die Dauereinsatzgrenze von Thermoplasten zu ergründen. Diese liegt bei 15 K unterhalb der Vicat-Erweichungstemperatur. Eine Nadel wird mit einer Prüfkraft A = 10 N oder einer Prüfkraft B = 50 N auf den Prüfkörper mit einer zulässigen Dicke im Bereich zwischen 3 - 6,4 mm aufgesetzt, wobei der Prüfkörper dabei mit 50 bzw. 120 K/h aufgeheizt wird. Sobald die Nadel 1 mm in den Thermoplasten eingedrungen ist, ist die Vicat-Erweichungstemperatur erreicht [42].

#### 2.1.4 Die Vakuumform- und Druckformtechnik

Grundsätzlich kann man beim Thermoformen zwei verschiedene Verfahrenstechniken unterscheiden: das Vakuumformen und das Druckluftformen. Vakuumformgeräte sind einfach zu bedienen und kostengünstiger als Druckformgeräte [43]. Bei Vakuumgeräten errechnet sich der Umformdruck durch die Differenz zwischen dem atmosphärischen Druck auf der einen Seite und dem erzeugten Unterdruck auf der anderen Seite des Werkstücks. Auf Meereshöhe beträgt der atmosphärische Druck circa ein bar, so dass der Arbeitsdruck bei Vakuumtiefziehgeräten in etwa bei 0,8 bar liegt. Im Gegensatz dazu kann mittels einem Druckluftgerät ein Arbeitsdruck von 0,1 bis 6 bar erzielt werden. Hierbei ergibt sich der Umformdruck aus der Differenz zwischen dem Druck im Formraum und dem atmosphärischen Druck [10]. Bei Vakuumgeräten ist kein Druckluftanschluss im zahntechnischen Labor notwendig [44]. Mittlerweile gibt es allerdings auch Druckformgeräte, die durch einen integrierten Kompressor ohne Druckluftanschluss bedient werden können [45]. Die Tiefziehgeräte sind mit Infrarotstrahler ausgestattet, welche innerhalb kürzester Zeit ein Erhitzen der thermoplastischen Polymere ermöglichen. Durch die Infrarotstrahler sollen die Folien nicht nur oberflächlich, sondern auch in der Tiefe erhitzt werden können [44, 46]. Berührungslose Temperatursensoren [46] und ein integrierter Überhitzungsschutz, der zum sofortigen Abstellen der Heizung führt [9], sollen ein gutes Tiefziehergebnis ermöglichen. Auch Tiefziehgeräte mit vollständig automatisiertem Tiefziehvorgang sind auf dem Dentalmarkt erhältlich [45, 47]. In der Studie von Mizuhashi *et al.* [26] konnte bei der Herstellung von Mundschutz im Bereich der ersten Molaren kein Unterschied in der Materialdicke des Sportschutzgerätes nach dem Tiefziehvorgang zwischen Vakuum- und Druckformgeräten festgestellt werden. Eine andere wissenschaftliche Arbeit untersuchte bei der Anwendung von Vakuum- und Druckformgeräten, ob die unterschiedliche Tiefziehtechnik Auswirkung auf die Materialstärke von Sportmundschutz habe. Es wurde festgestellt, dass der Mundschutz mit der Vakuumtiefziehtechnik an der Bukkalfläche der ersten Molaren dicker war als mit der Druckformtechnik. Die Passung des Mundschutzes war allerdings mit Druckformgeräten besser [48]. Zuletzt soll noch kurz auf die Möglichkeit mittels Okkludiergerät den Gegenkiefer mit einzubeziehen, hingewiesen werden. Dies ermöglicht die Einprägung des Gegenbisses während des Tiefziehvorganges. „Die Konstruktion des Occluform-3 Gerätes basiert auf einem Bonwilldreieck mit einer Schenkellänge von 11,5 cm und einem Balkwillwinkel von 20°“ [25]. Der Gegenbiss wird hydraulisch fixiert. Falls ein Konstruktionsbiss vorhanden ist, kann mit diesem Bissregistrator im Occluform-3 einartikuliert werden [46].

## 2.2 Verschiedene Gerüstwerkstoffe in der Zahnmedizin und deren Verblendmöglichkeiten

### 2.2.1 Zirkonoxid – eine Oxidkeramik auf dem Vormarsch zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen

Seit den 1990er Jahren geht der Einsatz metallischer Restaurationen stetig zurück und vollkeramische Werkstoffe sind auf dem Vormarsch [49]. Dazu zählt auch das Zirkonoxid mit seiner chemische Formel  $ZrO_2$ , welches als anorganischer und nicht metallischer Werkstoff zu den Oxidkeramiken zählt [50, 51] und vornehmlich mittels CAD/CAM-Technologie verarbeitet wird [49, 52].

Das reine Zirkonoxid kann je nach Temperatur in drei verschiedenen Phasen vorliegen. Der Schmelzpunkt von Zirkonoxid liegt bei  $2690\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Oberhalb von  $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$  befindet sich das  $ZrO_2$  in seiner stabilen kubischen Phase. Durch Abkühlung erfolgt die Phasenumwandlung in eine tetragonale Phase, die bei Temperaturen von  $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$  bis  $1173\text{ }^{\circ}\text{C}$  vorliegt. Temperaturen die unter  $1173\text{ }^{\circ}\text{C}$  liegen führen zur dritten kristallografischen Veränderung, die sogenannte monokline Phase (Abbildung 3) [53]. Entscheidend ist die Phasenumwandlung von tetragonal in monoklin, auch martensitisches Transformationsverhalten oder martensitische Umwandlung genannt, da hierbei eine Volumenzunahme von 4 – 5 % stattfindet [54].

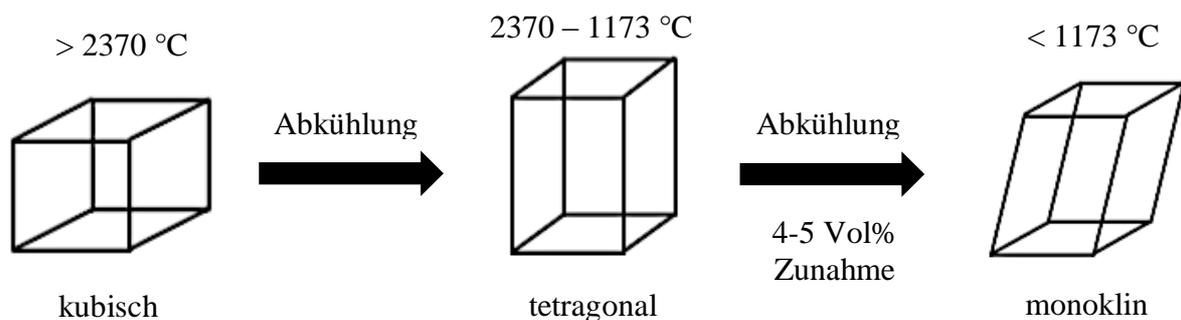


Abbildung 3: Phasenumwandlung von Zirkonoxid

Entsprechend der Art und Menge der zugegebenen Oxide erfolgt die Einteilung der Zirkonoxidkeramiken. Beim Fully Stabilized Zirconia (FSZ) liegt die Kristallgitterstruktur bei Raumtemperatur kubisch vor, beim Partially Stabilized Zirconia (PSZ) hingegen sind kubische und tetragonale Bereiche aufzufinden. In der Dentaltechnik wird das polykristalline tetragonale Zirkonoxid (TZP-tetragonal zirconia polycrystal) angewendet, welches kubische und

tetragonale Strukturen mit sehr feinem Gefüge aufzeigt. Dabei wird die tetragonale Phase durch Yttriumoxid stabilisiert. Durch Alterung der Keramik oder Zugspannungen kann eine Phasenumwandlung von tetragonal in monoklin erfolgen. Erfolgt die Phasentransformation durch eine initiierte Zugspannung, so benützt man den Begriff der Umwandlungsverstärkung. Durch die Umwandlungsverstärkung erfolgt an den Rissspitzen eine Volumenzunahme, welche ein Zusammendrängen der Rissflanken hervorruft und ein weiteres Risswachstum verhindert. Konsekutiv sind für das Fraktionieren des Zahnersatzes höhere Kräfte notwendig [54]. Die Tabelle 3 stellt eine Übersicht der vier Generationen von Zirkonoxid dar [54-58].

Tabelle 3: Die vier Generationen von Zirkonoxid

	<b>1. Generation Zirkonoxid</b>	<b>2. Generation Zirkonoxid</b>	<b>3. Generation Zirkonoxid</b>	<b>4. Generation Zirkonoxid</b>
Gefüge	polykristallin, 3Y-TZP, tetragonal	polykristallin, 3Y-TZP, tetragonal	polykristallin, 5Y-TZP, kubisch/tetragonal	polykristallin, 4Y-TZP, kubisch/tetragonal
optische Eigenschaften	vollständig opak	transluzenter als 1. Generation	das transluzenteste Zirkonoxid	geringere Transluzenz als 3. Generation
Festigkeit	ca. 1000-1200 MPa	ca. 900-1000 MPa	ca. 500-650 MPa	ca. 800-950 MPa
Umwandlungs- verstärkung	ja	ja	nein	nein
klinischer Einsatz	nur keramisch verblendet (Gefahr des „Chippings“)	nur keramisch verblendet (Gefahr des „Chippings“)	monolithischer Einsatz ist möglich	monolithischer Einsatz ist möglich

Zur Verarbeitung von Zirkonoxid mittels CAD/CAM-Technologie stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung. Bei der „Hartbearbeitung“, welche kaum noch Anwendung findet, werden zahntechnische Gerüste aus dichtgesinterten Rohlingen herausgefräst. Daneben besteht die Möglichkeit Zirkonoxid-Rohlinge im teilgesinterten („Weißling“) Zustand zu bearbeiten. Diese Verarbeitungstechnik setzte sich als Standardverfahren durch, bei dem die vorgesinterten Rohlinge mittels Hartmetallfräsen ohne Wasserkühlung bearbeitet werden. Oberflächendefekte, die womöglich beim Fräsprozess entstanden sind, können beim Sintervorgang großteils verschlossen werden, was sich als großer Vorteil dieser Fertigungstechnik erweist [52, 53, 59-61]. Eine Sinterschrumpfung von 15-25 % wird von der Software miteinberechnet [56].

## 2.2.2 Nichtedelmetalllegierungen als Gerüstwerkstoffe mit neuartiger CAD/CAM-Fertigungstechnik für festsitzenden Zahnersatz

Eine Legierung ist ein metallischer Werkstoff, der aus mindestens zwei verschiedenen Metallen besteht [62]. Edelmetalllegierungen galten früher als Standardversorgungen in der Zahnmedizin, allerdings geriet das Material durch die stetig steigenden Kosten und die mechanischen Eigenschaften in den Hintergrund [63]. Kobaltbasislegierungen sind ursprünglich für herausnehmbaren Zahnersatz entwickelt worden, wohingegen früher häufig Ni-Cr-Legierungen als Gerüstwerkstoff für Metallkeramikrestaurationen verwendet wurden. Durch das hohe allergene Potential von Nickel und den Umstand, dass die CoCrMo-Legierungen deutlich bessere Korrosionseigenschaften aufwiesen, fand der Werkstoff nicht nur als herausnehmbare Modellgussprothese seinen Einsatz, sondern auch als Gerüstwerkstoff für festsitzenden Zahnersatz [63, 64]. Die Zusammensetzung dieser Legierung ist Kobalt zu Chrom in einem Verhältnis 2:1 mit einem Anteil von etwa 90 Gew.-% mit zusätzlich 5 Gew.-% Molybdän. Kobalt bestimmt die mechanischen Eigenschaften der Legierung, Chrom sorgt für eine gewisse chemische Stabilität und Molybdän führt zu einer erhöhten Dehnbarkeit. Zusätzlich wirkt das Molybdän als Kornverfeinerer und verhindert beim Gießvorgang eine Aufkohlung durch Karbidbildung ( $\text{MO}_6\text{C}$ ). Härte, Festigkeit und Korrosionsbeständigkeit der Legierung werden durch diese drei Werkstoffkomponenten bestimmt. Legierungszusätze wie Mangan, Silicium, Kohlenstoff, Stickstoff und Titan werden variabel auf den jeweiligen Verwendungszweck beigemischt und verbessern die Verarbeitbarkeit sowie die werkstoffkundlichen Eigenschaften. Zur Kornverfeinerung dienen zusätzlich zu Molybdän Platin, Vanadium oder Wolfram. Wenn die prothetische Versorgung aus ästhetischen Gründen verblendet werden soll werden Haftoxidbildner zugesetzt, die in die Keramik diffundieren und so zur Verbundfestigkeit Metall-Keramik beitragen [64].

Ursprünglich erfolgte die Gerütherstellung im bekannten Gießverfahren. Selektives Laserschmelzen (SLM) in zentralisierter Fertigung und Fräsen aus dichten Blanks mittels CAD/CAM-Technologie auf massiven, kostenintensiven Fräsmaschinen waren die bisherigen Alternativen zum Metallguss [65]. Die Entwicklung von einem fräsbaren CoCrMo-Rohling im „Grünlingszustand“ (Ceramill Sintron, Amann Girrbach, Koblach, Österreich) ermöglicht seit 2012 die CAD/CAM-Inhouse Verarbeitung [66-68]. Bei einem „Grünling“ handelt es sich um einen Rohling für die CAD/CAM-Technologie, bei dem die enthaltenen Pulverpartikel mittels einem organischen Binder zusammengehalten werden. Durch die Weichheit des Materials in diesem Zustand erfolgt ein geringerer Verschleiß von Fräskörpern. Nach dem Herausfräsen des Zahnersatzes erfolgt eine Festphasensinterung unter Schutzgasatmosphäre mit Argon bei einer

Temperatur von 1300 °C [68]. Dieser Vorgang wird Festphasensinterung genannt, „da es sich bei der Sinterung um einen diffusionsgesteuerten Materialtransport ohne Bildung einer flüssigen Phase handelt“ [65]. Eine Volumenschrumpfung des Gerüsts von etwa 11 % wird zuvor bei der CAD-Software miteinberechnet [62, 68].

### **2.2.3 Die Familie der Polyaryletherketone (PAEK) mit Polyetheretherketon (PEEK) als Hauptvertreter der PAEK-Werkstoffklasse**

Aus der Raum- und Luftfahrt, der Automobilindustrie und der Medizintechnik bekannt, ist dies ein Werkstoff, der durch gute mechanische und chemische Eigenschaften immer mehr im Bereich der Zahnmedizin Einzug hält. Es handelt sich um die Werkstoffgruppe der Polyaryletherketone [69, 70]. In den 1980er Jahren kam das thermoplastische Polymer auf den Markt und wurde bisher im medizinischen Bereich als Implantat-Werkstoff beispielsweise für Wirbelzwischenkörper, Hüftprothesen und Schädelkalottenersatz verwendet [71-74]. Derzeit werden die PEAK-Werkstoffe in der Zahnmedizin in zwei Modifikationen eingesetzt. Der Hauptvertreter ist Polyetheretherketon (PEEK), welches seit 2006 zum Pressen und seit 2011 zum Fräsen als CAD/CAM-Blank erhältlich ist, gefolgt von Polyetherketonketon (PEKK), das seit 2012 für temporäre und seit 2013 für definitive Restaurationen die Zulassung besitzt. Die Nachbearbeitung kann mit rotierenden, konventionellen Schleifkörpern erfolgen [69, 70, 73]. Bestehend aus einem aromatischen Grundgerüst der 1,4-Phenylen-Einheiten sowie Ether- und Ketongruppen, differiert PEEK von PEKK in der Anzahl der Keton- und Ethergruppen (Abbildung 4). Die Polymerkette ist umso steifer, je mehr Ketongruppen das Molekül bestimmen und umso höher ist auch die Schmelz- und Glasübergangstemperatur [69, 73]. Indikationsbereiche von PEAK-Materialien in der Zahnheilkunde sind u. a. [71, 73]:

- Werkstoff im Bereich der Implantatversorgung, z.B. Gingiva-Former/ Einheilkappen,
- Werkstoff im Bereich herausnehmbarer Zahnersatz, z.B. als Klammerprothesen, Teleskopprothesen,
- Werkstoff im Bereich festsitzender Zahnersatz: Kronen und Brücken.

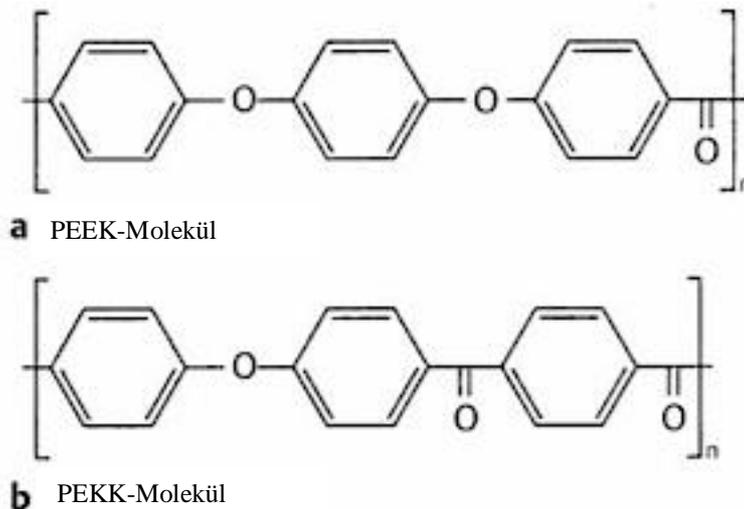


Abbildung 4: PEEK und PEKK aus der Familie der Polyaryletherketone [69]

Das hochtemperatur-thermoplastische Polymer Polyetheretherketon eignet sich aufgrund seiner guten werkstoffkundlichen Eigenschaften als Restaurationsmaterial in der Dentalbranche. Mit einer Biegefestigkeit von ca. 165 MPa bei ungefülltem PEEK und einem E-Modul von ca. 3,5 GPa befindet sich der Werkstoff in Kennwerten von Verblend- oder Prothesenbasiskunststoffen [75]. Durch Zugabe von Füllstoffen können die mechanischen Eigenschaften den Anforderungen entsprechend variabel angepasst werden. Im Dentalbereich fügt man beispielsweise Titanoxid bei, um die Eigenfarbe des Material aufzuhellen [71, 73]. Mit Dichtewerten von 1,3-1,5 g/cm<sup>3</sup> ist das Material äußerst leicht und wird von Patienten in Bezug auf Tragekomfort als sehr angenehm empfunden [69]. Eine weitere Eigenschaft ist, dass PEEK ein reaktionsträger (inert) Werkstoff ist, mit chemischer Beständigkeit gegenüber (an-)organischen Bestandteilen in Lösungsmitteln überzeugt und als sehr biokompatibel eingestuft werden kann [71-73, 76]. Gängige Polymethylmethacrylat (PMMA)-basierte Kunststoffe oder Komposite können Restmonomere freisetzen, welche allergische Reaktionen bei Patienten hervorrufen könnten. PEEK ist nicht auf PMMA-basiert und stellt somit keine Gefahr der Restmonomerfreisetzung dar [69]. Durch in-vitro Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass bei Alterungsversuchen der Werkstoff PEEK im Vergleich zu anderen CAD/CAM hergestellten Werkstoffen auf MMA-Basis eine geringe Löslichkeit und Wasseraufnahme zeigte und eine vergleichbare Härte zu den bisherigen Materialien festgestellt werden konnte [77]. Nach der Simulation einer 5-jährigen Tragedauer von Kronen aus PEEK wurden Bruchlastwerte von 738-4882 N gemessen [78]. Eine Studie von Stawarczyk *et al.* [79]

untersuchte die Bruchwerte einer anatomisch gestalteten, dreigliedrigen Brücke im Seitenzahnbereich ohne Verblendung aus einem mit 20 % anorganischen Füllern verstärktem PEEK/C. Die Brücken wurden aus vorgefertigten CAD/CAM-Blanks gefräst, aus Pellets und Granulat gepresst. Die gefrästen Brücken waren mit Bruchlastwerten von 2354 N die stabilsten, gefolgt von den aus Pellets gepressten Brücken mit 2011 N und den aus Granulat gepressten Restaurationen mit 1738 N. Somit sind die Herstellungsart und die Darreichungsform des Ausgangsmaterials entscheidend für die mechanische Stabilität einer Restauration. Aufgrund der fehlenden Transluzenz und der gräulich/bräunlich weißen Pigmentierung empfiehlt es sich den Werkstoff aus ästhetischer Sicht zu verblenden. Dieser ist in monolithischer Form für eine festsitzende Restauration derzeit nicht einsetzbar [70, 73].

## **2.2.4 Verblendmöglichkeiten der drei unterschiedlichen Gerüstwerkstoffe**

### **2.2.4.1 Die Tiefziehverblendung**

Seit Anfang 2014 ist mit der Patentnummer DE102012211332A1 eine neuartige Verblendmöglichkeit in der Zahnmedizin verfügbar [80]. Dabei ersetzt ein thermoplastischer Werkstoff die bisherige Kunststoff- oder Keramikverblendung. Vorteilhaft sollen das Dämpfungsverhalten der Verblendung im Patientenmund, die einfache und kostengünstige Herstellung, die Reparatur und der Austausch der Verblendung sein [4]. Fehlerquellen, wie beispielsweise homogene Schichten der Keramikschlicke oder Abweichungen bei den Brenntemperaturen entfallen aufgrund der automatisierten Tiefziehvorgänge. Die Gerütherstellung kann sowohl in der CAD/CAM-Technologie erfolgen, als auch mittels aller bekannten Herstellungsverfahren, die derzeit in der Dentalbranche angewendet werden. Somit ist man weder an einen spezifischen Gerüstwerkstoff, noch an eine spezielle Herstellungsart des Gerüsts angewiesen. Auf dem okklusal reduzierten Gerüst wird durch das Tiefziehen thermoplastischer Folien die Kaufläche komplettiert [4]. Die thermoplastischen Folien sowie die dazugehörigen Tiefziehgeräte sind ohne jegliche Einschränkungen auf dem Dentalmarkt erhältlich, da die Tiefziehtechnologie bereits in diversen Bereichen der Zahnmedizin und Kieferorthopädie zum Einsatz kommt [23]. Idealerweise sollte ein adhäsiver und/oder chemischer und/oder mechanischer Verbund zwischen Folie und Gerüst bereits beim Tiefziehvorgang erfolgen [4], was aktuell jedoch noch nicht möglich ist. Der Verbund kann adhäsiv in einem zweiten Schritt nach dem Tiefziehen hergestellt werden. Weitere

Untersuchungen zur Tiefziehverblendung, neuartige Entwicklungen von Werkstoffen und Weiterentwicklung in der CAD/CAM-Technologie werden derzeit gefordert [4], um diese kostengünstige und effiziente alternative Verblendtechnologie auf ihrem Weg voranzutreiben.

#### **2.2.4.2 Keramikverblendungen in der konventionellen Schichttechnik, deren klinisches Versagensmuster mit Definition und Ursachen von „Chipping“, sowie Einsatz monolithischer Kronen zur Vermeidung der Keramikabplatzungen**

Bei der konventionellen Verblendtechnologie werden Keramikmassen aus Feldspat und Quarz, vorliegend als Keramikpulver mit einer speziellen Flüssigkeit angemischt und in mehreren Brennschritten vom Zahntechniker auf die Gerüstkonstruktion aufgetragen und mit einem abschließenden Glanzbrand versehen [81, 82]. Zahlreiche verschiedene Gründe, wie beispielsweise [81-84]: Erfahrung des Zahntechnikers, Homogenität der gemischten Keramikschlämme (Bildung von Mikrobläschen), Brennzeiten und Abkühlung, Anzahl der Brennvorgänge und mangelnde Ästhetik durch Farbabweichungen führen dazu, dass die konventionelle Verblendung zu einem heiklen Prozess bei der Herstellung von Zahnersatz geworden ist und häufig zum Versagen der Restauration führt. Vollkeramische Verblendkronen gehören zur alltäglichen prothetischen Versorgung. Alternativ dazu gelten Metallkeramikronen als „Goldstandard“ in der Zahnheilkunde [67, 85-87]. In den 1980er Jahren wurden die Edelmetalllegierungen immer öfter durch Nichtedelmetalllegierungen aufgrund ihrer sehr guten mechanischen Eigenschaften und deutlich geringeren Kosten ersetzt [88]. Ästhetischer Nachteil gegenüber einer vollkeramischen Verblendkrone ist der dünne Metallrand zervikal, der zu einer besseren Randadaptation nicht verblendet wird und häufig intraoral einen Grauschimmer bedingt [87, 89]. Aus diesem Grund fordern Patienten häufig metallfreie Restaurationen, wobei dann das 3Y-TZP seit über 20 Jahren zum Einsatz kommt. Die hohe Biokompatibilität, die geringe Plaqueakkumulation und Wärmeleitfähigkeit, sowie die überlegene Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit des Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalen polykristallinen Zirkoniumdioxid lassen das Material zu einem guten Gerüstwerkstoff werden [3, 90]. Trotz dieser ansprechenden Eigenschaften haben sich bei klinischer Anwendung verschiedene Probleme herauskristallisiert, vor allem, weil der opake und nicht transluzente Werkstoff aus ästhetischer Sicht verblendet werden sollte [49]. Der größte Nachteil einer keramisch verblendeten Krone aus Zirkonoxid ist das Absplittern des Verblendmaterials [3, 5, 6]. Erfolgt der Bruch kohäsiv, so findet das Versagen innerhalb der Verblendkeramik statt, was auch als sog. „Chipping“ bekannt ist. Ein adhäsiver Bruch beschreibt das Versagensmuster des

Ablösens der Keramik vom Gerüst [49, 91, 92]. Klinische Studien berichten, dass technische Probleme, wie ausgedehntere Keramikabplatzungen häufiger bei Zirkonoxidgerüsten auftreten als bei der altbewährten Metallkeramikkrone [86, 93]. In einer Studie von Pjetursson *et al.* [5] lag die 5-Jahres-Chipping-Rate von metallkeramischen Restaurationen bei 8,6 % und bei Zirkonoxid bei 19,5 %, wobei die Ergebnisse von Teichmann *et al.* [3] die Chipping-Rate früherer Studien bestätigte. Für das gehäufte Vorkommen von „Chipping“ im Sinne einer Kohäsionsfraktur werden nach heutigem Wissenstand verschiedene Faktoren als ursächlich betrachtet [94]:

- Mechanische Bearbeitung/Nachbearbeitung,
- Präparation,
- Feineinstellung der Okklusion,
- Gerüstgestaltung und Verblendedesign,
- Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) und Temperatureinflüsse.

Keramiken sind spröde Werkstoffe und sehr anfällig gegenüber zugeführten Spannungen [94]. Keramik besitzt keine Duktilität im Vergleich zu Metallen, so dass es infolge „Hertz’scher Pressung“ bei zu starken okklusalen Kontakten zu „Spannungsüberhöhungen“ und konsekutivem „Chipping“ kommen kann [94].

Betrachtet man die neuere CAD/CAM-Fertigungstechnik der CoCrMo-Sinterlegierung im Vergleich zur herkömmlichen Gerüsterstellung im Gießverfahren und dem Laserschmelzverfahren in Bezug zur Verbundfestigkeit der Keramik zum Metall, so können ebenbürtige Haftfestigkeitswerte bei der Keramikverblendung erreicht werden, zum Teil sogar höhere Verbundfestigkeitswerte [62, 67, 68, 95].

Möchte man der Gefahr einer Keramikabplatzung aus dem Weg gehen, so ermöglichen Vollgusskronen als Alternative zu keramisch verblendeten Kronen den Ersatz verlorengegangener Zahnhartsubstanz. Vollgusskronen bestehen ausschließlich aus einer mundbeständigen Legierung und sind an keiner Fläche verblendet. Durch ihre gute Stabilität und der Tatsache, dass sie kaum zerstörbar sind, gehören die Vollmetallkronen zum Zahnersatz mit hohen Langzeitüberlebensraten [96]. Ästhetisch wird diese Art von Kronen allerdings nur im Seitenzahnbereich eingesetzt und wurde selbst dort in Zeiten der keramischen Verblendkrone und der Vollkeramikkrone aufgrund der ästhetischen Ansprüche der Patienten sowie der behandelnden Zahnärzte verdrängt [89, 96, 97]. Metalle sind gute Wärmeleiter, so dass schmerzhafte thermische Reize bei der Nahrungsaufnahme bei dickwandigen

Vollgusskronen auf den Zahnstumpf übertragen werden könnten [97]. Als Vorteil einer Krone ohne Verblendung kann die relativ kostengünstige Herstellung bei guter Passung genannt werden. Reparaturen an keramischen Verblendungen entfallen. Hinzu kommt die schonende Präparation durch geringen Zahnhartsubstanzabtrag [98].

Das Risiko „Chipping“ kann ebenso bei Zirkonoxidgerüsten vermieden werden, wenn diese monolithisch eingesetzt werden [99-101]. Monolithisch stammt von Monolith ab, kommt aus dem Griechischen und bedeutet „einheitlicher Stein“ oder wörtlich „Ein-Stein“ [99]. Bisher war das Hauptproblem das opaque Aussehen monolithischen Zirkonoxids. Die werkstoffkundlichen Aspekte stellen kein Hindernis dar, denn Zirkonoxid gehört zu den Keramiken mit den höchsten Biegefestigkeits- und Bruchzähigkeitswerten. Neue, transluzentere Werkstoffe wurden gefordert und sind mittlerweile mit der 4. Generation von Zirkonoxid auf dem Markt [54, 55]. Durch größeres Volumen der kubischen Kristalle wird das Licht an den Korngrenzen zwar weniger gestreut, allerdings erfolgt eine Streuung des Lichts in alle Raumrichtungen durch die isotropen Eigenschaften der kubischen Kristalle. Das Resultat ist eine höhere Transluzenz [99, 101]. Auf dem Markt erhältlich sind monochrome Rohlinge, die keinen Farbverlauf aufweisen und einheitlich aus einer Farbe bestehen bzw. Multilayer-Rohlinge, bei denen unterschiedliche Farbintensitäten eingearbeitet sind [99]. Diese Neuerungen erlauben gute ästhetische Ergebnisse, wobei der Zahntechniker zusätzlich mit Malfarben bei einem Glanzbrand Individualität in die Restauration einbringen kann. In Zeiten der minimalinvasiven Präparation wird es durch Vollkeramikronen ohne Verblendung aus Zirkonoxid möglich, die Schichtstärken der Restaurationen zu reduzieren. Dabei sind Wertebereiche von Vollgusskronen möglich. Die Kronenwandstärke bei Zirkonoxid kann bis auf 0,5-0,7 mm reduziert werden, was eine substanzschonende Präparation ermöglicht [101-103]. Durch adäquate und unabdingbare Politur der Restauration können die befürchteten Schmelzabrasionen am Antagonisten reduziert werden, wobei eine gute Politur zu einer optimalen Oberflächengüte führt und deutlich wichtiger ist als ein reiner Glanzbrand [101, 104, 105], denn Antagonistenverschleiß ist nicht primär an die Härte, sondern vielmehr an die Oberflächenbeschaffenheit des Materials gebunden [106].

Abschließend ist zu sagen, dass die metallischen Werkstoffe immer mehr in den Hintergrund treten, nicht nur aufgrund der ästhetischen Ansprüche der Patienten [107], sondern auch durch deren werkstoffkundlichen Eigenschaften, zu denen die thermische und elektrische Leitfähigkeit, die Korrosionsanfälligkeit und die elektrolytische Dissoziation zählen [108].

Betrachtet man allerdings das Risiko „Chipping“, so muss erwähnt werden, dass diese Problematik häufiger bei Zirkonoxid-Restaurationen auftritt als bei metallbasierten Verblendkronen [109].

#### **2.2.4.3 Kunststoffverblendung und klinischer Einsatz monolithischer PEEK- Kronen**

Die Verblendung des PEEK-Gerüsts ist grundsätzlich mit Verblendkompositen, Verblendschalen oder einer digitalen Verblendung möglich [69]. Die Oberflächenspannung und die Oberflächenrauigkeit sind entscheidende Faktoren für einen guten Verbund der Kunststoffe untereinander. Die Oberflächenspannung ist dabei ein Kennwert für die Benetzbarkeit einer Flüssigkeit bezogen auf ein Substrat, wobei diese umso besser ist, je höher die Oberflächenspannung ist. Die Rauigkeit einer Oberfläche spiegelt die Oberflächentopografie wieder, so dass die Verbundfläche mit der Oberflächenrauigkeit steigt [70]. Fakt ist, dass das hydrophobe PEEK zwingend einer Vorbehandlung zur Oberflächenaktivierung unterzogen werden muss, um die Benetzbarkeit der Oberfläche zu verbessern. Getestet wurden dabei die Vorbehandlungsmethoden Korundstrahlen, Rocatec, Ätzen mit Piranha-/Schwefelsäure und Plasmavorbehandlung [70, 110-114]. Zusätzlich wurde in einigen Studien mit Haftvermittlern gearbeitet [111, 113, 114]. Als Vorbehandlungsprotokoll kann Folgendes empfohlen werden: In einem ersten Schritt sollte mittels Korundstrahlen die Oberflächenspannung/-rauigkeit verbessert werden, anschließend sollte in einem zweiten Schritt ein chemischer Verbund mittels Adhäsivsystemen auf MMA-Basis hergestellt werden [69, 114]. Für die anschließende Verblendung entstehen Risiken wie Abplatzungen oder Rissbildung der Verblendung durch die Kombination eines spröden Verblendkomposits mit dem elastischen Gerüstmaterial. Aus diesem Grund wird empfohlen, folgende Richtlinien zu beachten [71, 73, 74]:

- Anatoforme Gerüstgestaltung,
- keine scharfkantig auslaufenden Verblendungen,
- Zwischengliedverblendung nicht zu weit ausgedehnt und nicht zu scharfkantig separiert,
- basaler Zwischengliedbereich sollte nicht verblendet werden, so dass der Verblendkunststoff in bucco-basaler Richtung nicht über die basale Seite gestaltet wird.

In der Studie von Taufall *et al.* [115] wurden die Bruchlastwerte verschiedener Verblendmethoden (digitale Verblendung, konventionelle Kunststoffverblendung und

Verblendschalen) von dreigliedrigen Brücken verglichen und untersucht, ob sich die in-vitro Alterung in einem Thermolastwechsler auf die mechanische Stabilität auswirkt. Dabei wurde festgestellt, dass das PEEK Gerüst mit der digitalen Verblendung die höchsten Bruchlastwerte erreichte, unabhängig von der Alterungsmethode. Nach der Bruchlastmessung zeigten die Restaurationen mit digitaler und konventioneller Verblendung überwiegend Rissbildungen, ausgehend vom basalen Ponticbereich, während die vorgefertigten Verblendschalen zumeist ein adhäsives Frakturbild aufzeigten.

### **2.3 In-vitro-Alterungssimulation von Restaurationen zur Einschätzung der klinischen Lebensdauer**

Zur Simulation des stetigen Temperaturwechsels, welcher bei der Nahrungsaufnahme, dem Trinkvorgang und der Atmung erfolgt [116, 117], wird in der Werkstoffkunde häufig das Verfahren des Thermolastwechslers eingesetzt [114]. Allerdings sind weder die Temperaturen der Wechselbäder, noch die Anzahl der Zyklen standardisiert. Häufig verwendete Wassertemperaturen sind die von der ISO/TS 11405:2015 (International Organization for Standardization) empfohlenen 5 °C und 55 °C im Kalt-/Warmwasserbecken [118]. Eine Verweildauer von 10-15 s pro Becken ahmt einen abrupten Temperaturwechsel nach [119]. Bei der Annahme, dass intraorale Restaurationen 20- bis 50-mal am Tag solch abrupten Temperaturwechseln ausgesetzt sind, entsprechen 10.000 Zyklen einer Alterung von einem Jahr [119, 120].

Alle Dentalrestaurationen werden während ihres klinischen Lebens thermischen Veränderungen im feuchten Mundmilieu ausgesetzt, wobei physikochemische Veränderungen in den Materialien erfolgen können [121, 122]. Die thermischen Veränderungen können zur verminderten Haftfestigkeit führen [123]. Andererseits ist auch eine Zunahme der Haftfestigkeitswerte durch Nachpolymerisation und Entstehung neuer Bindungen durch freie Radikale möglich [98]. Bei monolithischen Zirkonoxid-Restaurationen kann es durch die Temperaturschwankungen und der feuchten Umgebung zu einer Phasenumwandlung von der metastabilen tetragonalen Phase in die bei Raumtemperatur stabile monokline Phase kommen. Dies kann beispielsweise zu Farbveränderungen oder zur Verringerung der mechanischen Eigenschaften führen [121].

## **2.4 Bruchlastmessungen zur Beurteilung der mechanischen Stabilität einer Restauration**

Die Bruchkraft ist diejenige Kraft, die aufgewendet werden muss, damit ein (Prüf-)Körper zerbricht, angegeben in Newton. Die Bruchlast darf dabei nicht mit dem Begriff der Biegefestigkeit verwechselt werden. Die Prüfung der Bruchlast wird an realen Geometrien (Kronen, Brücken) vorgenommen [89], so dass die Ergebnisse der Bruchlastmessungen durch unterschiedliche Schichtstärken der Gerüstkonstruktionen beeinflusst werden können. Mit zunehmender Schichtstärke der Restauration kann die Bruchlast ansteigen [124]. Dies erlaubt keine Vergleiche von Ergebnissen verschiedener Institute [89]. Bei der Prüfkörpergeometrie handelt es sich häufig um standardisierte Seitenzahnkronen oder -brücken [112, 125, 126], standardisierte Eckzahnkronen nach *Voss* [127, 128] oder standardisierte Frontzahnkronen [129]. Nach der Befestigung der Prüfkörper auf entsprechenden Stümpfen wird die Bruchlast in einer Universalprüfmaschine untersucht [130]. Unterschiedlichste Faktoren spielen bei den Bruchlastversuchen eine wichtige Rolle, so dass es sehr schwierig ist in-vitro Bruchlasttests unter klinisch realistischen Bedingungen durchzuführen. Damit die Bruchlastversuche kliniknaher gestaltet werden können, erfolgt zuvor häufig eine künstliche Alterungssimulation der Prüfkörper. Zu beachten sind die Geometrie der Prüfkörper, das Design und das Material des Stumpfes, die Befestigungsmethode, die Vorschubgeschwindigkeit der Universalprüfmaschine, die Position des Prüfkörpers (Achse der Belastung) und ob eine künstliche Alterung der Prüfkörper stattgefunden hat [89, 112, 129, 131].

## **2.5 Grundbegriffe der Tribologie und Verschleiß in der Zahnmedizin mit in-vitro- und in-vivo-Verschleißmessungen**

„Tribologie ist die Wissenschaft und Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung“ [132]. Die Tribologie umfasst die Teilgebiete Reibung, Verschleiß und Schmierung [132-134]. Ein tribologisches Verschleißsystem besteht grundlegend aus vier Elementen: Grundkörper, Gegenkörper, Zwischenstoff und Umgebungsmedium [134]. Dabei beruht der Verschleißmechanismus auf Wechselwirkungen zwischen den Körpern und/oder zwischen einem Zwischenstoff und/oder einem Umgebungsmedium [135] (Abbildung 5). Dieser ist somit keine Stoffeigenschaft, sondern eine systemabhängige Verlustgröße [134]. Der Verschleiß wird definiert als „der fortschreitende Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers (Grundkörper), hervorgerufen durch tribologische Beanspruchungen, d. h. Kontakt- und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers“ [133].

Grundsätzlich können Verschleißvorgänge in die Verschleißart und/oder den Verschleißmechanismus eingeteilt werden [134]. Die Verschleißart umschreibt die Kinematik (Bewegungsarten: Gleiten, Rollen, Wälzen, Bohren, Prallen, Stoßen und Strömen) sowie die Stoffe des tribologischen Systems, die daran beteiligt sind, wohingegen sich der

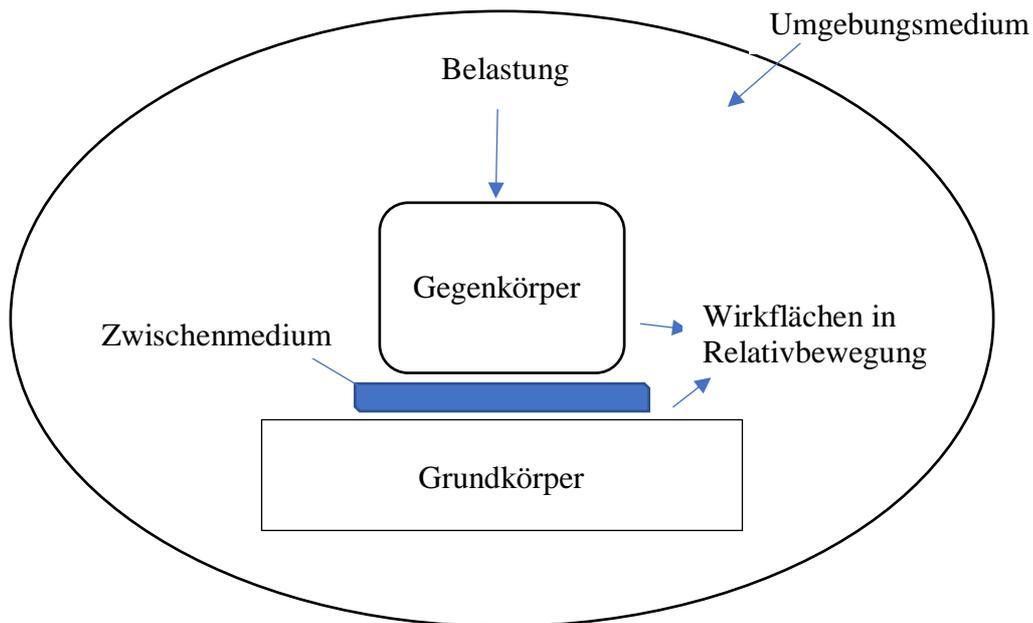


Abbildung 5: schematische Darstellung eines tribologischen Systems

Verschleißmechanismus mit den „energetischen und stofflichen Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Elementen des tribologischen Systems“ [134] beschäftigt.

Der Verschleißmechanismus kann in die vier Hauptmechanismen wie folgt eingeteilt werden [134, 136]:

- Adhäsion,
- Abrasion,
- Oberflächenzerüttung (Ermüdungverschleiß),
- tribochemische Reaktion (korrosiver Verschleiß).

Bei der Abrasion handelt es sich um Substanzverlust eines weicheren Grundkörpers durch Eindringen eines härteren Gegenkörpers in dessen Oberfläche, wobei im Zuge dessen ein furchender oder ritzender Materialabtrag erzeugt wird [133, 134, 137]. Anstatt eines harten Antagonisten können ebenso abrasive Unebenheiten oder Partikel zum Substanzverlust führen [138]. Je nach Anzahl der Verschleißpartner kann die Abrasion in zwei Formen unterteilt werden [136, 138]:

- 2-Körper-Verschleiß (two-body-wear): Hierbei sind die abrasiven Unebenheiten/Rauhigkeiten fest in einem oder in beiden Grund-/Gegenkörpern eingebunden, wobei die beiden Körper in direktem Kontakt zueinander stehen müssen. Sind dabei beide Oberflächen annähernd gleich spröde, frakturieren bzw. tragen sich die Unebenheiten gegenseitig ab. Ist ein Körper weicher als der Antagonist, so „gräbt“ sich das härtere Material unter Bildung einer Furche/Ritze in die weichere Oberfläche ein.
- 3-Körper-Verschleiß (three-body-wear): Hierbei sind der Grund- und Gegenkörper durch ein abrasives Zwischenmedium getrennt. Die eingeschlossenen Partikel entfalten ihre substanzverringende Wirkung bei Relativbewegung der beiden Körper zueinander und können dabei deren weichere Oberflächen abtragen.

Aufgrund des Verschleißmusters ist auf die Art der Abrasion zu schließen. Flache und homogene Oberflächen ohne Kanten und Ecken lassen auf einen 2-Körper-Verschleiß schließen, wohingegen Rillen und Furchen auf einen 3-Körper-Verschleiß hindeuten [138]. „Abrasier Verschleiß ist proportional zur Härte der Tribopartner, der Form der Abrasivpartikel sowie der einwirkenden Kräfte und der Gleitstrecke“ [136].

Von besonderer Bedeutung in der Zahnheilkunde sind Verschleißprozesse an natürlichen Zähnen, sowohl abrasiv als auch erosiv, die Hypersensibilitäten, ästhetische und funktionelle Einbußen bewirken können [139, 140]. Entscheidend ist auch die Verschleißfestigkeit einer Restauration, welche die mechanische Stabilität wiedergibt und eine entscheidende Rolle für den klinischen Langzeiterfolg spielt [17, 141]. Ein Zusammenspiel aus biologischen, mechanischen, chemischen und tribologischen Faktoren schafft den komplexen Vorgang des Materialverlustes [142].

Zur Bewertung des Verschleißvolumens der Zahnhartsubstanz oder Restaurationsmaterialien ist die klinische in-vivo Untersuchung eine der besten Methoden. Problematisch dabei sind jedoch der hohe Zeitaufwand und ebensolche Kosten bei klinischen Studien [143]. Hinzu kommen bei klinischen Analysen ungleiche Einflussfaktoren wie z. B. patientenabhängig die Kaukraft, die Ernährung und mögliche Parafunktionen oder subjektive Einschätzungen des Behandlers [137]. Diese Varianzen schwächen die Aussagekraft von in-vivo Studien [144].

Aus diesem Grund wurden verschiedene Methoden zur in-vitro Verschleißsimulation entwickelt, die spezifische Parametereinstellung ermöglichen, beispielsweise die Einstellung der Kaukraft, der Kraftverteilung, die Anzahl der Kauzyklen, die Kontaktzeit mit dem Antagonisten und die Temperatur des Umgebungsmediums [145]. 1999 wurde eine technische Norm der International Standard Organization (ISO) für den „Verschleiß beim Zähneputzen“ veröffentlicht, gefolgt von der ISO-Norm 2011 über den „Zwei- und Drei-Körper-Verschleiß“ [146, 147]. Bei den Laborprüfverfahren wird in 2-Körper-Abrieb und in 3-Körper-Abrieb unterschieden, wobei die häufigsten Verschleißmessungen die 2-Körper-Verschleißsimulationen sind. Dabei befinden sich der Prüfkörper und der Antagonist in direktem Kontakt zueinander, was den nicht mastikatorischen Zahnbewegungen entspricht [148]. Mikroskopisch besitzt die Oberfläche Rauigkeiten, die fest mit dem Grundkörper und/oder dem Gegenkörper verbunden sind, die bei direktem Kontakt der Körper frakturieren und sich bei diesem Vorgang die härtere Oberfläche in die weichere Oberflächentextur einarbeitet [138]. Das Pin-on-disc Verfahren zählt dabei zur einfachen Verschleißsimulation beim 2-Körper-Abrieb [137, 145, 148]. Ein Pin drückt mit einer definierten Kraft auf einen flachen, scheibenförmigen Prüfkörper, wobei entweder der Pin oder der Prüfkörper sich in Rotationsbewegung um einen definierten Mittelpunkt befindet. Es folgt eine Berechnung des Materialverschleißes durch den Volumenabtrag [137]. Ebenfalls geeignet zur Laborprüfung bezüglich 2-Körper-Verschleiß sind sogenannte „Kausimulatoren“, die bis zu einem gewissen Grad Kaubewegungen imitieren können [137, 141, 145]. Wichtige Eigenschaften beim natürlichen Kauvorgang sollten so gut wie möglich nachgeahmt werden. Darunter zählen [137]:

- Die Kaukraft (der Wertebereich sollte zwischen 20-120 N liegen),
- die Mundhöhlentemperatur,
- die Dimensionen der vertikalen (16-20mm) und horizontalen Bewegungen während des Kauvorgangs,
- die Kontaktzeit Grundkörper und Antagonist während eines Kauzyklus (400-600 ms),

- die Beseitigung des entstandenen Verschleißmaterials (erfolgt physiologisch beim Schluckakt).

Die Kausimulation kann zur Imitation des Temperaturwechsels in der Mundhöhle mit einem Thermolastwechsler kombiniert sein. Der Testparameter Temperatur erwies sich als wichtig, da bei stetig wechselnder Temperatur bei bestimmten Materialien eine verringerte Verschleißrate auftrat, während bei anderen Materialien sich die Verschleißrate erhöhte und wiederum bei weiteren Materialien trotz Temperaturänderung der Verschleiß nicht beeinflusst wurde [145]. Eine entscheidende Rolle spielen auch die Form und die Zusammensetzung der Antagonisten, wobei es keine Einigung darüber gibt, welches Antagonistenmaterial letztendlich bei in-vitro-Verschleißsimulationen verwendet werden sollte [141]. Die Antagonisten können aus Zahnschmelz, Gold, Keramik, Composite, Edelstahl, Aluminiumoxid und Steatit bestehen [145]. Antagonisten aus Zahnschmelz müssen standardisiert werden, da sie bezogen auf deren anatomische Struktur, Fluoridgehalt an der äußeren Oberfläche und aprismatische Schmelzdicke deutliche Unterschiede aufweisen [141]. Aufgrund der Tatsachen, dass die Schmelzstruktur anisotrop aufgebaut ist [140, 145] ergibt sich ein Einfluss der histologischen Struktur auf den Abrieb. Die Richtung der Scherkraft relativ zu den Schmelzprismen und die kristalline Orientierung der Schmelzstruktur ist beispielsweise ein wichtiges Strukturelement und kann so den Mikroverschleiß beeinflussen [145].

Beim 3-Körper-Abrieb sind zwei Körper in Relativbewegung zueinander, wobei ein Zwischenmedium mit abrasiven Partikeln den direkten Kontakt Grundkörper mit Antagonist verhindert. Diese Art von Verschleiß tritt beim physiologischen Zerkleinern der Nahrung auf [145, 148]. Zur Simulation ist der Verschleißtest nach ACTA (Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam) eine gängige Methode [137, 145, 149]. Zwei Räder mit unterschiedlichem Umfang rotieren in entgegengesetzte Richtung mit einer Differenz der Umfangsgeschwindigkeit von 15 %. Die Räder berühren sich gegenseitig nicht, stehen allerdings in unmittelbarer Nähe zueinander, wobei der Prüfkörper an der Außenfläche des größeren Rades befestigt und der Antagonist an der Außenfläche des kleineren Rades fixiert ist. Als Kraft der gegeneinander arbeitenden Räder werden 15 N eingestellt, anschließend wird die Konstruktion in ein Abrasivmedium, das beispielsweise aus Hirsepelzen oder Reismehl besteht, deponiert [137, 149]. „Dabei arbeitet der Antagonist über das Abrasivmedium eine Verschleißrinne in den Prüfkörper ein, welche mit der nebenliegenden intakten Oberfläche als Referenz abgeglichen werden kann“ [137].

Weiterhin kann ein Verlust von Zahnhartsubstanz mit der Zahnbürstensimulation nachgeahmt werden. Dabei besteht die Möglichkeit zwischen unterschiedlichen Zahnbürsten zu wählen. Zusätzlich kann zwischen verschiedenen Abrasivmedien variiert werden und Parameter wie Anpressdruck und Zahnbürstenbewegungen sind bei verschiedenen Herstellern der Zahnbürsten individuell einstellbar [137].

Im Allgemeinen ist zu beachten, dass nur Tendenzen und Hinweise auf das tatsächliche Ausmaß des Verschleißes mittels in-vitro Test gegeben werden können und keine genaue Vorhersage des tatsächlichen Materialverschleiß in der Mundhöhle möglich ist [145].

Bei den Laborprüfverfahren zur Verschleißsimulation erfolgt am Material ein Volumenverlust, der durch mechanische oder optische Messmethoden quantifiziert werden kann. Die taktile Profilometrie zählt dabei zur mechanischen Auswertung, wobei der Substanzverlust durch Abtasten der Oberfläche mit einer Diamantnadel ermittelt wird. Vorteilig sind die Genauigkeit des Verfahrens bei niedrigen Kosten und die uneingeschränkte Anwendung bei farbigen oder transparenten Prüfkörpern. Als Nachteil können der hohe Zeitaufwand und die Grundbedingung einer harten Prüfkörperoberfläche gewertet werden [143] sowie die Tatsache, dass gewisse Bezirke am tiefsten Punkt des Substanzverlustes nur schwer erfassbar sind [150]. Zur optischen Methode zählt beispielsweise das Verfahren des 3D-Scans, welches aufgrund seiner Präzision und Reproduzierbarkeit bevorzugt wird [143]. Die stetige Entwicklung im Bereich der Scanner und der Software führt zur einfachen Handhabung dieser Systeme [151]. Berührungslos wird der Prüfkörper ausgemessen, so dass mögliche Wechselwirkungen zwischen Sensor und Oberfläche ausgeschlossen sind. Allerdings sind semitransparente Materialien vor dem Scanvorgang mit Scanpulver zu besprühen, da der Laserstrahl das Material durchdringen kann, was zu verfälschten Werten führen würde [150].

### 3. Ziel der wissenschaftlichen Arbeit

Verblendkronen zählen heutzutage in der restaurativen Zahnheilkunde bei Verlust von Zahnhartsubstanz zum „Goldstandard“ und werden nicht nur den ästhetischen, sondern auch den funktionellen Ansprüchen der Patienten gerecht [152]. Zum Verblenden der Kronen werden unterschiedliche Verfahren, wie beispielsweise die konventionelle Schichttechnik angewendet [81]. Dabei kommt es häufig zum Versagen der Verblendkeramik durch Abplatzungen und zu spontanen Frakturen in der Keramik aufgrund ihres spröden Verhaltens [3, 5]. Klinische Studien berichten von Frakturraten keramisch verblendeter Zirkonoxidrestorationen zwischen 6 % und 15 % in einem Zeitraum von drei bis fünf Jahren, innerhalb von 10 Jahren sogar 32 % [152-154]. Im Vergleich dazu zeigen Metallkeramik-Restorationen eine geringere Frakturrate von 4 % über zehn Jahre [152]. Jedoch ist die Problematik der Verblendfraktur stetig präsent. Daher ist das Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit eine neuartige Verblendtechnik anzuwenden, die das „Chipping“ umgehen kann. Okklusal reduzierte Kronen sollen durch eine Tiefziehverblendung komplettiert werden. Die Kronen werden auf ihre Bruchlast im Vergleich zu monolithischen und mittels Schichttechnik verblendeten Kronen getestet. Die Bruchlast der im Thermolastwechsler gealterten Prüfkörper soll mit der Bruchlast nicht gealterter Prüfkörper verglichen werden. Anschließend erfolgt visuell die Bestimmung der Frakturbilder. Weiterhin wird das Abrasionsverhalten durch Antagonisten aus nichtrostendem Chrom-Nickel-Stahl der verschiedenen Verblend- und Gerüstmaterialien im Kausimulator mit integriertem Thermolastwechsler generiert. Die Volumenverluste werden mithilfe eines Laserscanners erfasst und digitalisiert.

Folgende Hypothesen wurden aufgestellt:

1. Der Gerüstwerkstoff zeigt keinen Einfluss auf die Bruchlast unabhängig von der Verblendtechnik und dem Alterungslevel.
2. Die Verblendtechnik zeigt keinen Einfluss auf die Bruchlast unabhängig vom Gerüstwerkstoff und dem Alterungslevel.
3. Innerhalb der Tiefziehverblendung zeigt die Wahl der Tiefziehfolie keinen Einfluss auf die Bruchlast unabhängig vom Gerüstwerkstoff und dem Alterungslevel.

4. Eine Alterung führt nicht zur Abnahme der Bruchlast unabhängig vom Gerüstwerkstoff und der Verblendtechnik.
5. Die Verblendtechnik hat keinen Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit des Materials und des Antagonisten.
6. Innerhalb der Tiefziehverblendung zeigt die Wahl der Tiefziehfolie keinen Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit des Materials und des Antagonisten.

## 4. Material und Methoden

### 4.1 Aufbau der praktischen Versuche

Das Studiendesign beinhaltete insgesamt 450 Kronen. Es wurden zwei Hauptgruppen, bestehend aus monolithischen und verblendeten Kronen gebildet. Die Verblendgruppe wurde unterteilt in die konventionelle und tiefgezogene Verblendtechnik. Die Kontrollgruppe der monolithischen Restaurationen umfasste 90 Kronen. Jeweils 30 Prüfkörper wurden aus drei verschiedenen Gerüstmaterialien hergestellt. Als zweite Kontrollgruppe dienten die konventionell verblendeten Kronen, für die ebenfalls jeweils 30 Prüfkörper aus den drei Gerüstmaterialien angefertigt und anschließend entsprechend mit Keramik oder Kunststoff verblendet wurden. Mit insgesamt 270 Kronen bildete die Tiefziehverblendgruppe den größten Anteil der Versuchsreihe. Drei verschiedenen Folien aus Polyethylenterephthalat-Glykol (PET-G) dienten der Verblendung der okklusal reduzierten Gerüste (Abbildung 6). Die Hälfte der Prüfkörper wurde im Thermolastwechsler (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) mit 10.000 Zyklen gealtert.

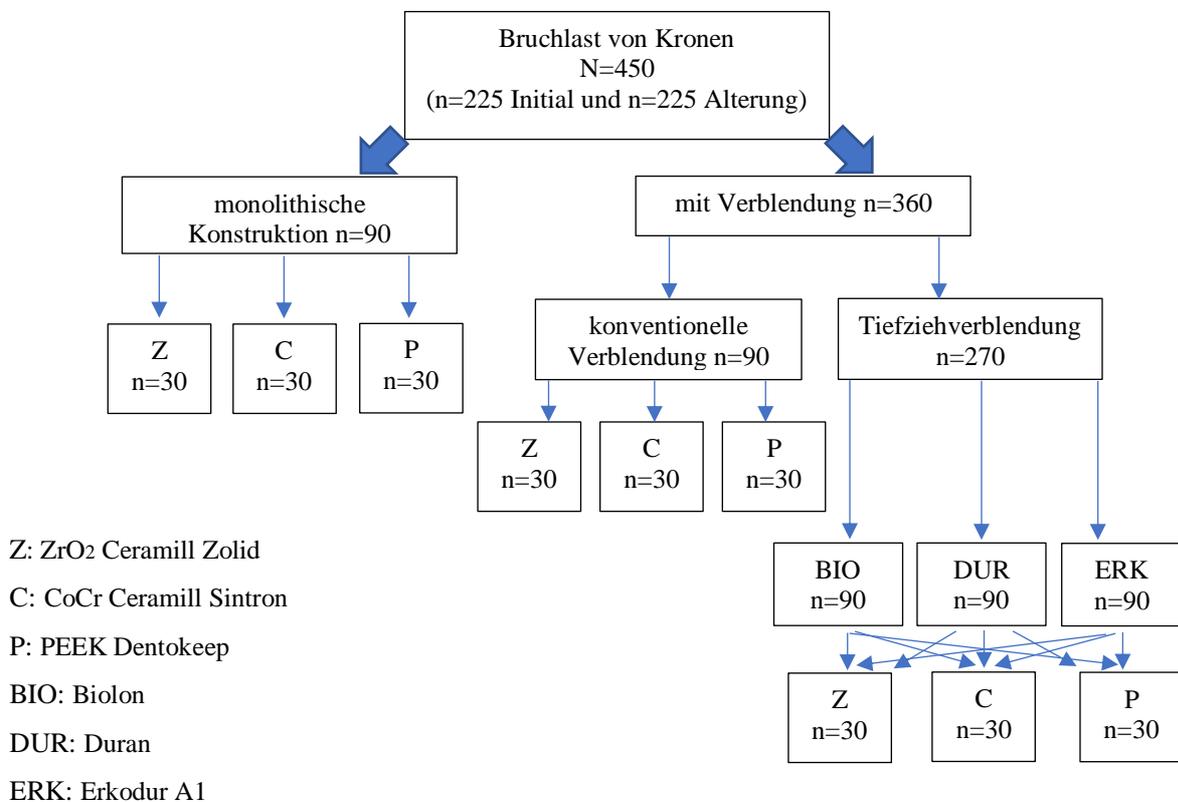


Abbildung 6: Prüfkörperaufteilung für die Untersuchung der Bruchlast [4]

Zur Unterusuchung der Abrasionsbeständigkeit der Materialien wurden insgesamt 135 Prüfkörper angefertigt. Jeweils 45 quadratische Prüfkörper wurden aus den drei Gerüstmaterialien, den drei konventionellen Verblendmaterialien und den drei Tiefziehfolien aus Polyethylenterephthalat-Glykol (PET-G) hergestellt. Im Kausimulator mit integriertem Thermolastwechsler erfolgten die Abrasionsbeständigkeitsversuche. Abbildung 7 stellt die Prüfkörperaufteilung dar.

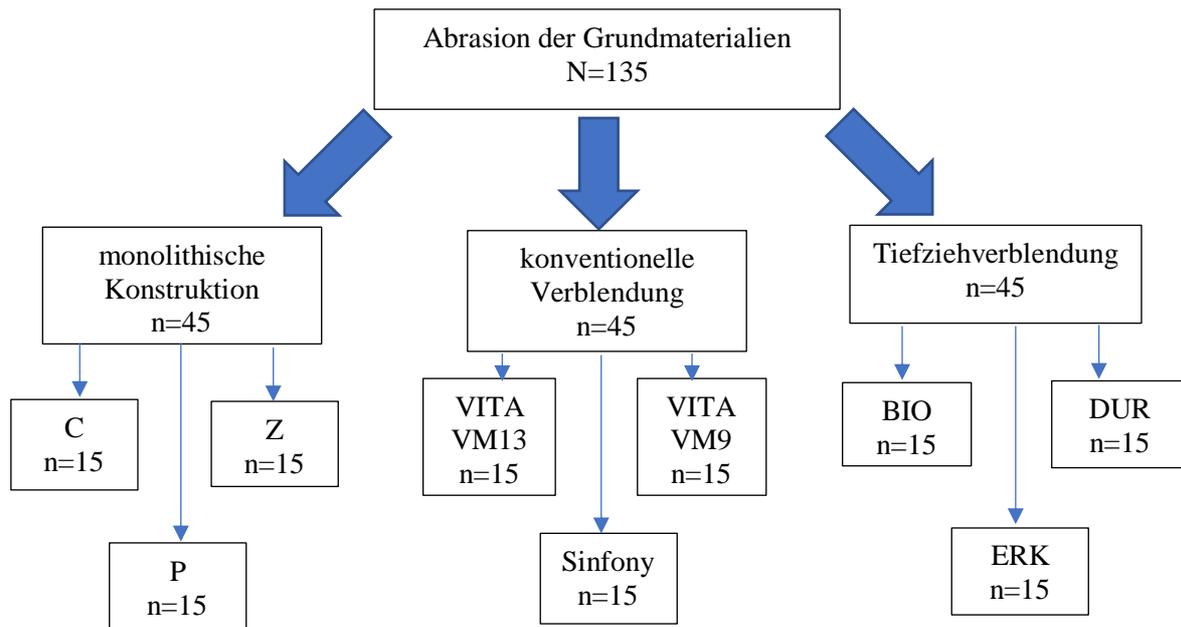


Abbildung 7: Prüfkörperaufteilung der Abrasionsstudie

#### 4.2 Material und Methode der Bruchlastmessungen von Kronen

Die verwendeten Materialien zur Stumpfherstellung zeigt Tabelle 4. Die Stümpfe bestanden aus einer Nichtedelmetalllegierung (Remanium GM 800+, LOT 3943, Dentaurum, Ispringen, Deutschland) die aus 63,3 Gew.-% Kobalt, 30 Gew.-% Chrom, 5 Gew.-% Molybdän besteht.

Als Gerüstmaterialien der Kronen dienten  $ZiO_2$  (Ceramill Zolid, Amann Girrbach, Koblach, Österreich), CoCrMo-Legierung (Ceramill Sintron, Amann Girrbach, Koblach, Österreich) und einem verstärkten PEEK (Dentokeep, nt- trading, Karlsruhe, Deutschland).

Tabelle 4: Materialien zur Stumpfherstellung

	<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Lotnummer</b>
<b>Grundmaterial Wachs, Isolierung und Silikon</b>	Fräs-/ Universalwachs	Gebdi Dental, Engen, Deutschland	60110613
	IQ- Wachssticks	Yeti- Dental, Engen, Deutschland	41424613
	Lube Wachsisolierung	Ney, Braunschweig, Deutschland	D0809
	Silikon Adisil blue A 9:1	Siladent, Goslar, Deutschland	34722
	Silikon Adisil blue B 9:1		34146
<b>Einbetten</b>	Jet 2000 Einbettmasse	Siladent, Goslar, Deutschland	1212645
	Expansionsliquid		13061
<b>Ausarbeitung</b>	Trennscheibe 0,5 mm	Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland	300431
	Gummirad white		303744
<b>Sockelung</b>	Pala Xpress Flüssigkeit	Haraeus, Hanau, Deutschland	010501
	Pala Xpress Pulver		011140

Zur konventionellen Verblendung der Kronen wurde die Keramik VITA VM9 und VITA VM13 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) und der Verblendkunststoff Sinfony (3M, Seefeld, Deutschland) eingesetzt.

Für die Tiefziehverblendung wurden die Duran Folie (Scheu, Iserlohn, Deutschland), die Erkodur A1 Folie (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) und die Biolon Folie (Dreve Dentamid, Unna, Deutschland) verwendet. Mittels einem Adhäsivsystem (visio.link, bredent, Senden, Deutschland) und dem Verblendkunststoff Sinfony wurde der Verbund zwischen dem Gerüstmaterial PEEK und der jeweiligen tiefgezogenen Folie hergestellt. Zum Verbund zwischen den Werkstoffen CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> mit der Tiefziehfolie wurde das Gerüst mit dem Primer Monobond plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) benetzt und die Tiefziehfolie mit dem Adhäsivsystem visio.link vorbehandelt. Sinfony wurde in die Folie aufgetragen und mit dem Gerüst in Verbindung gebracht. Tabelle 5 stellt eine Übersicht der Materialien für die Bruchlastmessungen sowie für die Abrasionsbeständigkeitsmessungen dar.

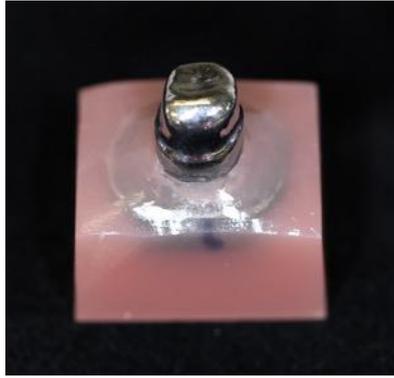
Tabelle 5: Materialien für die Bruchlastuntersuchung und Abrasionsstabilität [4]

	Produkt	Hersteller	Lotnummer	Zusammensetzung (Gew.-%)
Gerüstmaterialien	Dentokeep (PEEK)	nt- trading, Karlsruhe, Deutschlnad	13DK18002	Polyetheretherketon mit 20 % anorganischen Anteilen
	Ceramill Zolid (ZrO <sub>2</sub> )	Amann Girrbach, Koblach, Österreich	1305001	ZrO <sub>2</sub> + HfO + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> > 99 %, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 4,5- 5,6 %, HfO <sub>2</sub> < 0,5 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> < 0,5 %, andere Oxide < 0,5 %
	Ceramill Sintron (CoCrMo)		1303045	Co 66 %, Cr 28 %, Mo 5 %, weitere Elemente (Mn, Si, Fe < 1 %), C < 0,1 %, organische Binder 1-2 %
Verblendmaterialien	Sinfony	3M, Seefeld, Deutschland	500326	Strontium-Aluminium-Borosilikatglas, pyrogene Kieselsäure, Glasiomer 5%, HEMA, Octahydro-4,7- methano-1H-indenediyl-bis(-methylene-diacrylate)
	VITA VM9	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	Base Dentine 7216, Dentine 7395, Modelling Liquid 34940, Akzent Fluid 5684M, Akzent Finishing Agent 7369	SiO <sub>2</sub> 60- 64 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 13- 15 %, K <sub>2</sub> O 7- 10 %, Na <sub>2</sub> O 4- 6 %, TiO <sub>2</sub> < 0,5 %, CeO <sub>2</sub> < 0,5 %, ZrO <sub>2</sub> 0- 1 %, CaO 1- 2 %, B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 3- 5 %, BaO 1- 3 %, SnO <sub>2</sub> < 0,5 %, Mg, Fe, P-Ox < 1 %
	VITA VM13		Wash Opaque 34510, Opaque 28380, Opaque Fluid 36870, Base Dentine 35260, Modelling Liquid 34940, Akzent Fluid 5684M, Akzent Finishing Agent 7369	SiO <sub>2</sub> 59- 63 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 13- 15 %, K <sub>2</sub> O 9- 11 %, Na <sub>2</sub> O 4- 6 %, TiO <sub>2</sub> < 0,5 %, CeO <sub>2</sub> < 0,5 %, B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 3- 4 %, BaO 0- 1 %, SnO <sub>2</sub> < 0,5 %, ZrO <sub>2</sub> < 0,5 %, CaO 1- 3 %, Mg, Fe, P-Ox < 1 %

Fortsetzung Tabelle 5: Materialien für die Bruchlastuntersuchung und Abrasionsstabilität [4]

	<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Lotnummer</b>	<b>Zusammensetzung (Gew.-%)</b>
<b>Tiefziehfolien</b>	Duran	Scheu, Iserlohn, Deutschland	4912A	Polyethylenterephthalat-Glykol (PET-G), Copolyester, Isolierfolie: Polyethylen
	Erkodur A1	Erkodent, Pfalzgrafenweiler, Deutschland	10582	
	Biolon	Dreve Dentamid, Unna, Deutschland	3740104	
<b>Adhäsivsysteme</b>	Monobond Plus	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	R26662	Ethanol 96 %, Silan, Methacrylatphosphorester 4 %
	visio.link	bredent, Senden, Deutschland	114784	MMA, Pentaerythrittriacylat, Penta-erythriol-tetra-acrylat, Diphenyl (2,4,6, trimethylbenzoyl)phos-phinoxide
<b>Befestigungsmaterial</b>	Sinfony	3M, Seefeld, Deutschland	518689	Strontium-Aluminium-Borosilikatglas, pyrogene Kieselsäure, Glasiomer 5%, HEMA, Octahydro-4,7- methano-1H-indenediyl-bis(-methylene-diacrylate)
	Multilink Automix	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	S03821	Dimethacrylate, HEMA, anorganische Füllstoffe 40 %: Bariumglas, Ytter-bium-trifluorid, shpäroides Mischoxid (0,25- 3,0 µm)

In der gesamten Versuchsreihe dienten Metallstümpfe mit einer Stumpfbreite von 7,0 mm, einer Stumpfhöhe von 6,0 mm und einer HohlkehlrÄparationsgrenze als Meistermodell. Die Hohlkehle stieg mesial/ distal etwas Richtung okklusal an und ist nach bukkal, sowie palatinal leicht nach zervikal abgefallen. Eine Silikonform mit Adisil blue A und B (Siladent, Goslar, Deutschland) wurde vom Meistermodell angefertigt, die als Vorlage („Hohlraum“) zur identischen Form der Stümpfe verwendet wurde. FrÄswachs (Gebdi Dental, Engen, Deutschland) wurde über dem Bunsenbrenner verflüssigt und im noch flüssigen Zustand in die zuvor mit Lube Wachsisolierung (Ney, Braunschweig, Deutschland) eingepinselte Silikonform gegossen. Der abgekühlte Wachsstumpf wurde aus der Silikonform entnommen und an IQ-Wachssticks (Yeti-Dental, Engen, Deutschland) angestiftet. Eine 6-er Muffel wurde mit Vaseline (Balea, dm, Karlsruhe, Deutschland) am Muffelring und am Boden eingeschmiert, mit Muffelfließ (ORBIS Dental, Münster, Deutschland) im Ring ausgekleidet und die Wachs konstruktion mit einer Länge von circa eineinhalb cm Wachsdraht angestiftet. Fortlaufend sind nun fünf solcher Wachsstümpfe angebracht worden. Beim Anstiften wurde darauf geachtet, dass sich die Wachsmodellationen außerhalb des Hitzezentrums befanden, gegenseitig nicht berührten, sowie 2 cm entfernt vom Muffelring und 2 cm unterhalb des Muffelrandes lagen, um Gussfehler und Lunkerbildungen zu vermeiden. Zwei Beutel der Speedeinbettmasse Jet 2000 (Siladent, Goslar, Deutschland) wurden mit 48 ml Liquid und 16 ml destilliertem Wasser unter Vakuum (Gerät Multivac Compact, Degussa Dental, Deutschland) 30 s angerührt und in die Muffel eingefüllt. Die Muffel kam umgehend für 10 Min. bei 4 bar in einen Trockendrucktopf Combilabor CL-DE (Haraeus, Hanau, Deutschland). Nach weiteren 5 Min. ohne Drucktopf wurde die Muffel an der Oberseite mit einem Gipsmesser angeraut, um die DÄmpfe beim Verbrennen des Wachses leichter entweichen zu lassen. Nach insgesamt 15 Min. kam die Muffel in einen vorgewärmten Ofen (EWL Typ 5635, KaVo, Biberach/Riß, Deutschland) bei 910 °C für 1 h. Die glühend heiÙe Muffel wurde in die Guss schleuder Globucast (Krupp, Vertrieb Eukamed, Essen, Deutschland) mit einer Muffelzange gelegt und neun Metallkegel Remanium GM 800+ wurden geschmolzen. Die Muffel wurde nach dem Gussvorgang der Schleuder entnommen und bei Raumtemperatur abgekühlt. Das Entfernen der Einbettmasse erfolgte mittels Hammer und Ausbettzange und letzte Einbettmassereste sowie Oxide vom Metall wurden mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Renfert, Hilzingen, Deutschland) mit 2 bar im Sandmaster FG 3 – 92 (Hasenfratz, Aßling, Deutschland) abgestrahlt. Unter Verwendung einer Nichtedelmetall- Trennscheibe (Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland) wurden die gegossenen Stümpfe knapp über dem Gusskanal abgetrennt



*Abbildung 8: gesockelter, polierter Stumpf*

und zugleich verschliffen. Für Feinkorrektur und Vorpolitur an den Metallstümpfen wurde ein weißes Gummirad (Gummirad white, Komet) verwendet, abschließend wurden die Stümpfe mit Tiger Brilliant Polierpaste (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) auf Hochglanz poliert (Abbildung 8).

Die Hochglanzpolitur fand ausschließlich im oberen Bereich statt, in dem später die Kronen adhäsiv befestigt wurden. Im unteren Bereich der Stümpfe erfolgte lediglich eine grobe Ausarbeitung für eine bessere Retention im Sockelkunststoff. Für die Herstellung des Sockels wurde der fertig ausgearbeitete Metallstumpf mit der hochglanzpolierten Seite in eine zuvor speziell angefertigte Silikonform gesteckt. In einem Kunststoffanrührbecher wurde Pala Xpress Flüssigkeit und Pulver (Haraeus) mit einem Kunststoffspatel angemischt und in die Silikonform gegossen. Die Konstruktion kam für 15 Min. bei 45°C und 2 bar in den Drucktopf (Palamat elite, Haraeus). Im ausgehärtetem und entnommenen Zustand wurde der Kunststoffsockel mit einer kreuzverzahnten Fräse (Komet) nachbearbeitet, mit Corund-Papier SC 220 (Hager Werken, Duisburg, Deutschland) geglättet und abschließend mit Bimsstein Polibims (Benzer-Dental AG, Zürich, Schweiz), sowie Polierpaste Abraso Starglanz (bredent) am Poliermotor KaVo EWL auf Hochglanz poliert.

Für die Konstruktion der Kronen wurde die CAD/ CAM Software Ceramill Mind von Amann Girrbach verwendet. Ein bereits vorbereiteter Metallstumpf wurde mit Arti-Spray (Bausch, Köln, Deutschland) für den Scanvorgang besprüht und eingescannt. Auf diesem wurde die vollanatomische Krone für den Zahn 26 designt (Abbildung 9). Unter Zuhilfenahme von Datensätzen, die in einer Zahndatenbank hinterlegt waren, ergab sich die biometrische Außenform der 90 Vollkronen.



Abbildung 9: vollanatomische CAD-Krone Zahn 26

Aus den drei Gerüstmaterialien CoCrMo, ZrO<sub>2</sub> und PEEK wurden jeweils 30 Prüfkörper aus den genisteten Ronden herausgefräst. Der Datensatz wurde für Peek an die Fräsmaschine Zeno 4030 M1 (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, Deutschland) und für CoCrMo/ZrO<sub>2</sub> an die Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach) geschickt. Im zweiten Schritt diente die vollanatomische Kronenkonstruktion als Vorlage zur Reduktion der Okklusalfäche. Dabei wurde in der CAD-Software zur Reduktion der Kaufläche unter dem Reiter „Schrumpfen“ 1 mm und als „Mindestschichtstärke“ 0,5 mm eingestellt. In Tabelle 6 sind die Kronengeometrien der vollanatomischen und okklusal reduzierten Kronen dargestellt.

Tabelle 6: Gerüstgeometrien vollanatomischer und okklusal reduzierter Kronen

Gerüstgeometrie vollanatomische Krone		Gerüstgeometrie okklusal reduzierte Krone	
Breite mesial-distal auf Höhe Approximalkontakt	11 mm	Breite mesial-distal auf Höhe Approximalkontakt	9 mm
Fissureinziehung tiefster Punkt bukkal-palatinal	9,6 mm	Fissureinziehung tiefster Punkt bukkal-palatinal	8,6 mm
Höckerspitze mesio-bukkaler Höcker senkrecht nach innen	6,7 mm	Höckerspitze mesio-bukkaler Höcker senkrecht nach innen	4,7 mm
Höckerspitze disto-bukkaler Höcker senkrecht nach innen	5,1 mm	Höckerspitze disto-bukkaler Höcker senkrecht nach innen	4,1 mm
Höckerspitze mesio-palatinaler Höcker senkrecht nach innen	4,8 mm	Höckerspitze mesio-palatinaler Höcker senkrecht nach innen	3,8 mm
Höckerspitze disto-palatinaler Höcker senkrecht nach innen	3,9 mm	Höckerspitze disto-palatinaler Höcker senkrecht nach innen	2,9 mm
Okklusal tiefster Punkt zentrale Fissur zu senkrecht nach innen	1,3 mm	Okklusal tiefster Punkt zentrale Fissur zu senkrecht nach innen	0,8 mm



Abbildung 10: reduzierte CAD-Krone Zahn 26

Nachdem die okklusal reduzierte Gerüstkonstruktion mittels der CAD-Software fertiggestellt war (Abbildung 10), wurden die Ronden am Computer genistet und der Datensatz an die jeweils zuvor bereits verwendeten Fräsmaschinen übermittelt. Die einzelnen Kronen wurden mit einer kreuzverzahnten Fräse (Komet) aus den fertig gefrästen Ronden herausgetrennt. Die Bars von PEEK wurden nach dem Abtrennen mit oben genannter kreuzverzahnter Fräse eingeebnet und abschließend mit Schmirgelpapier Corund-Papier SC 220 (Hager Werken) nachbearbeitet. Die Bars bei CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> wurden mit einem weißen Gummirad (Komet) verschliffen. Diese beiden Gerüstmaterialien mussten einem Sinterungsprozess unterzogen werden, um ihre Endhärte zu erreichen. Die Schrumpfung beim Sintern wurde bereits beim Konstruktions- und Fräsvorgang der Kronen mit einberechnet. Die Kronen aus ZrO<sub>2</sub> wurden im Ceramill therm (Amann Girrbach) gesintert. Die Aufheizphase erfolgte mit 8 °C/ Min. bis zu einer Temperatur von 1450 °C. Die Endtemperatur wurde über eine Zeit von 2 h gehalten, anschließend erfolgte eine Langzeitabkühlphase auf 200 °C über einen Zeitraum von zehn Stunden. Die CoCrMo-Gerüste wurden im Ceramill Argotherm (Amann Girrbach) endgehärtet. Dazu wurde der Argovent mit den Gerüsten bestückt, in den Ofen gestellt, Argon als Schutzgas mit 1 bar geöffnet und bei einer Endtemperatur von 1280 °C gesintert. Der Sinterprozess erfolgte mittels von der Herstellerseite eingestelltem Programm für Ceramill Sintron. Abschließend wurden alle Gerüste im Ultraschallbad (Ultrasonic T-14, L&R Manufacturing Company, Kearny, USA) für 5 Min. in destilliertem Wasser gereinigt. Die monolithischen und okklusal reduzierten Kronen wurden nach der Reinigung auf Hochglanz poliert. Hierzu wurden für die CoCrMo-Kronen Tiger Brilliant Polierpaste (Dentaurum), für ZrO<sub>2</sub>-Kronen DIA-GLACE (Yeti Dentalprodukte, Engen, Deutschland) und für PEEK-Kronen Abraso-Starglanz (bredent) verwendet. Abschließend wurden die Kronen auf die Stümpfe fein säuberlich mit Arti- Spray

(Bausch) aufgepasst und erneut im Ultraschallbad (Ultrasonic T-14) für 5 Min. in destilliertem Wasser gereinigt.

In der Versuchsreihe für die Tiefziehverblendung wurde das Druckformgerät Drufomat scan (Dreve Dentamid, Unna, Deutschland) verwendet (Abbildung 11).

Die Tiefzieh- und Folienparameter sind in Tabelle 7 dargestellt.

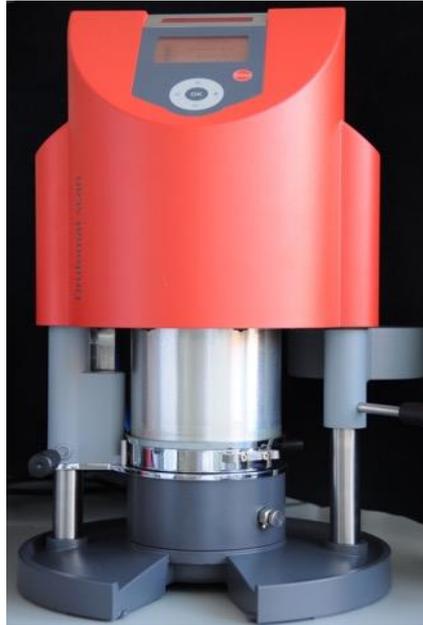
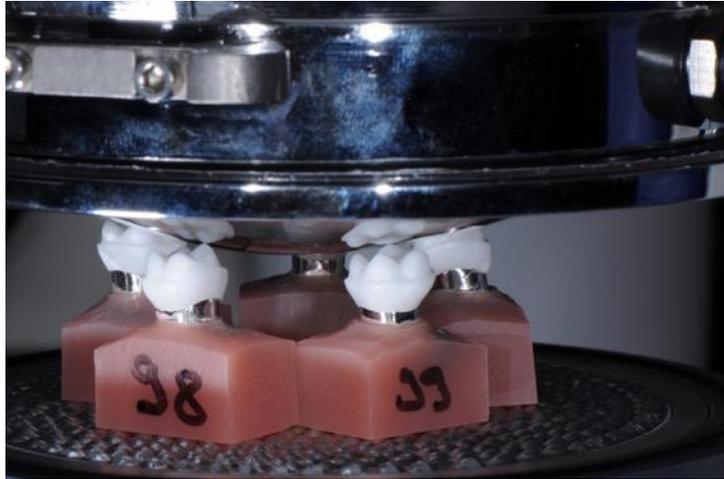


Abbildung 11: Tiefziehgerät Drufomat Scan von Dreve Dentamid

Tabelle 7: Tiefziehparameter beim Tiefziehvorgang mit Drufomat Scan

	<b>BIO</b>	<b>DUR</b>	<b>ERK</b>
<b>Durchmesser</b>	120 mm	125 mm	120 mm
<b>Farbe</b>	klar	klar	A1 Zahnfarben
<b>Foliendicke</b>	1,0 mm	1,0 mm	1,0 mm
<b>Aufheizzeit</b>	90 s	90 s	65 s
<b>Abkühlzeit</b>	70 s	70 s	70 s
<b>Druck</b>	6 bar	6 bar	6 bar

Die Tiefziehparameter wurden im Tiefziehgerät entweder manuell oder per Scan durch einen Barcode auf der Folie eingestellt. Um materialsparend zu arbeiten, wurden jeweils fünf okklusal reduzierte Kronen unter der Tiefziehfläche platziert, so dass mehrere Verblendungen in einem Schritt möglich waren (Abbildung 12).



*Abbildung 12: fünf im Tiefziehgerät positionierte, okklusal reduzierte ZrO<sub>2</sub>-Kronen unmittelbar vor dem Tiefziehprozess*

Bei der Nachbearbeitung wurden die jeweils fünf über die Folie miteinander verbundenen Kronen mit einer Schere voneinander getrennt und anschließend sauber mit einer kreuzverzahnten Fräse (Komet) und einem weißen Gummirad (Komet) auf die im Gerüst definierte Länge gekürzt. Diese Länge ergab sich genau am Übergang der reduzierten okklusalen Fläche zur restlich vollanatomischen Außenform der Krone. Zuletzt wurde die noch abnehmbare Verblendung mit dem Gerüst verklebt. Zunächst wurden die CoCrMo-, ZrO<sub>2</sub>- und PEEK-Gerüste in einem Winkel von 45° und einem Abstand von 1 cm 60 s mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Renfert) 2 bar okklusal korundgestrahlt und anschließend im Ultraschallbad (Ultrasonic T-14, L&R Manufacturing Company) 5 Min. im destillierten Wasser gereinigt. Die zur Krone hingewandte Seite (Folieninnenseite) wurde gemäß Herstellerangaben mit visio.link benetzt. Die gereinigten Gerüste aus CoCrMo und Zirkonoxid wurden mit Monobond plus benetzt. PEEK wurde wie die Folieninnenseite mit dem Adhäsivsystem visio.link bepinselt.

Als Verbundmaterial zwischen Gerüst und Folie diente Sinfony (Abbildung 13). Der Kunststoff wurde dünn in die Folieninnenseite aufgetragen, anschließend wurden die Verblendung und das Gerüst zusammengefügt und mit Daumendruck angepresst. Von jeweils drei Seiten erfolgte mit je 20 s mittels bre.Lux LED N (bredent) eine Vorhärtung, wobei die Endpolymerisation abschließend für 180 s im bre.Lux Power Unit (bredent) stattfand. Abbildung 14 zeigt mit BIO und ERK tiefziehverblendete Kronen.



Abbildung 13: Verbundmaterialien der Tiefziehverblendung für die Gerüstmaterialien von links nach rechts: CoCrMo-Legierung, vertärktes PEEK und ZrO<sub>2</sub> mit der Tiefziehfolie BIO



Abbildung 14: fertig zusammengesetzte tiefziehverblendete Kronen von links nach rechts, hinten: PEEK, CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> mit BIO, vorne ERK

Für die konventionelle Verblendtechnologie wurden die Gerüste ebenfalls mit den gleichen Einstellungen korundgestrahlt und anschließend im Ultraschallbad 5 Min. im destillierten Wasser gereinigt. Die Verblendung für die CoCrMo-Kronen erfolgte mit VITA VM13. Es wurden zwei Grundbrände aufgetragen, zunächst ein Washbrand und anschließend ein Opakerbrand. In weiteren Schritten erfolgten zwei Dentinbrände und abschließend ein Glanzbrand.

Das Zirkonoxid Ceramill Zolid wurde mit VITA VM9 verblendet. Dabei wurde zuerst ein Base Dentinbrand aufgetragen, nachfolgend erfolgten zwei Dentinbrände und abschließend ein Glanzbrand. Alle Brände von CoCrMo-Kronen und ZrO<sub>2</sub>-Kronen wurden nach Herstellerangaben im Keramikofen Vacumat 40 (VITA Zahnfabrik) durchgeführt.



*Abbildung 15: konventionell verblendete Kronen von links nach rechts: PEEK mit Sifony, CoCrMo mit VITA VM 13 und ZrO<sub>2</sub> mit VITA VM 9*

PEEK wurde mit Sifony verblendet. Dafür wurde PEEK mit visio.link benetzt und 5 s mit der bre.Lux LED N Lampe vorpolymerisiert. Sifony wurde aufgetragen und jeweils von zwei Seiten mit der bre.Lux LED N Lampe für je 30 s vorgehärtet. Zur Endpolymerisation wurde die Verblendkrone in bre.Lux Power Unit hineingelegt. Abbildung 15 zeigt fertig verblendete Kronen in der Schichttechnik

Die Befestigung der Kronen auf den Stümpfen erfolgte adhäsiv mit Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) laut Herstellerangaben. Dabei wurden die Kronen während dem Aushärteprozess mit einem Gewicht von 100 g beschwert und jeweils 60 s lang von drei Seiten polymerisiert (Elipar S10, 3M, Seefeld, Deutschland). Nachfolgend wurden die Kronen für 24 h in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert.

### **Alterung der Prüfkörper im Thermolastwechsler**

Die Hälfte der Kronen, 180 Stück mit Verblendung, und 45 monolithische Kronen wurden einer Alterung unterzogen. Die Alterung erfolgte im Thermolastwechsler (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) (Abbildung 16) mit 10.000 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C und einer Verweildauer pro Becken von 20 s. Nach dieser Prozedur wurde diese Versuchsgruppe nach 24 h auf deren Bruchlast untersucht. Die zweite Hälfte der Prüfkörper wurde sofort nach der Lagerung im destillierten Wasser den Bruchlastmessungen unterzogen.



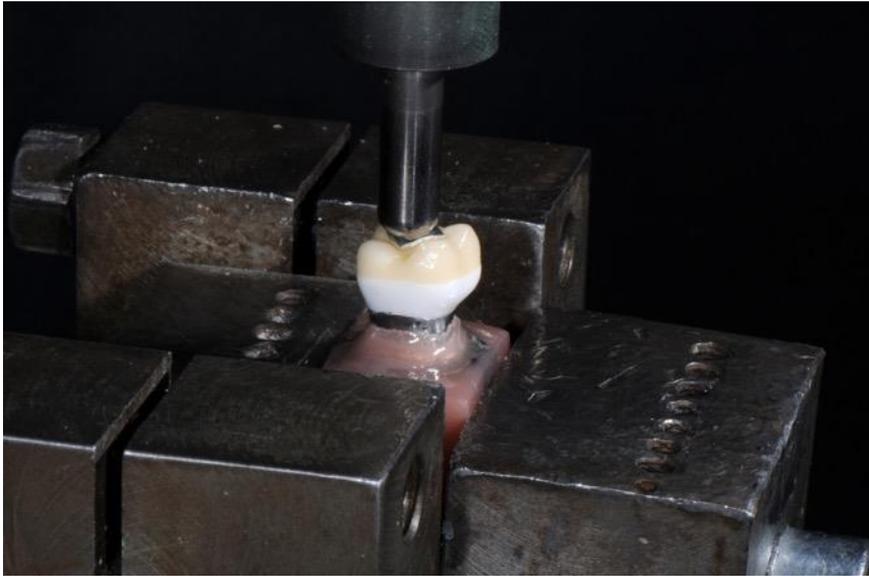
Abbildung 16: Thermolastwechsler mit Kaltbecken bei 5 °C und Warmbecken bei 55 °C

### Bruchlastmessung

Die Durchführung der Bruchlastmessungen erfolgte in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1445, Zwick, Ulm, Deutschland) bis zur ersten Fraktur (Abbildung 17). Die zuvor adhäsiv befestigten Kronen auf den Nichtedelmetallstümpfen wurden an dessen Kunststoffsockel in der Zwick 1445 stabil eingespannt. Um eine punktuelle Belastung des Stempels auf der Krone zu vermeiden und eine homogene Dreipunkt-Kraftverteilung zu gewährleisten, wurde eine 0,5 mm dicke Zinnfolie (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) auf die Okklusalfäche der Kronen gelegt. Tabelle 8 zeigt die Prüfparameter der Bruchlastmessung. Der Vorschub des Prüfstempels erfolgte computergesteuert. Durch den Kraftaufwand und die Vorschubgeschwindigkeit errechnete die Software TestXpert (Zwick, Ulm, Deutschland) ein Spannungs/Dehnungsdiagramm.

Tabelle 8: Prüfparameter der Druckversuche in der Universalprüfmaschine Zwick 1445

Testparameter	Werte
Geometrie Prüfstempel	Halbkugel mit $\varnothing$ 6 mm
Prüfgeschwindigkeit	1 mm/Min.
Vorlast	10 N
Kraftabschaltschwelle	50 % Fmax
Messung	Bis Fraktur Verblendung/Krone oder max. 9000 N



*Abbildung 17: Bruchlastuntersuchung in der Universalprüfmaschine Zwick 1445 mit halbkugelförmigem Stempel und Zinnfolie zur homogenen Kraftverteilung*

### **Frakturbildbestimmung**

Nach jedem Druckversuch erfolgte die visuelle Beurteilung der Prüfkörper auf deren Frakturbild. Bei der Gruppe der monolithischen CoCrMo- Kronen wurde die Bruchlastmessung jeweils bei 9000 N abgebrochen, ohne jegliche visuelle Veränderung/Fraktur der Kronen. Es erfolgte die Einteilung in drei verschiedene Frakturtypen:

1. Deformation der Okklusalfäche (Folie bzw. monolithisches Gerüst) (Abbildung 18 a und b)
2. Fraktur der Verblendung bei intaktem Kronengerüst (Abbildung 19 a und b)
3. Fraktur der Gesamtrestauration (Abbildung 20 a und b)

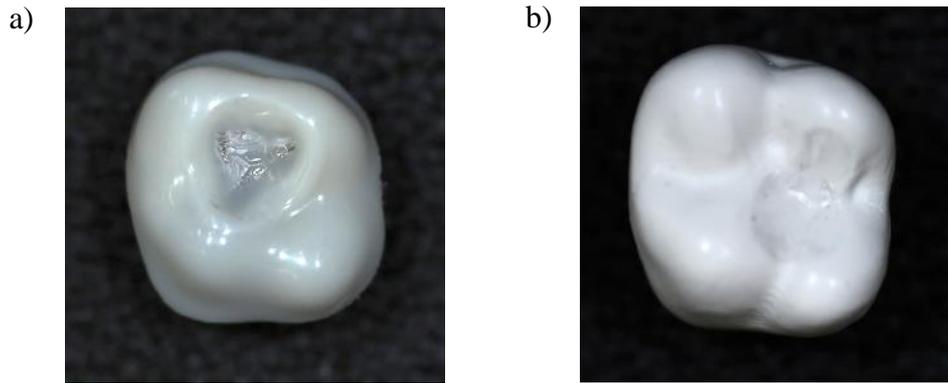


Abbildung 18: a) Deformation ERK einer tiefziehverblendeten CoCrMo-Krone, b) Deformation der Okklusalfäche einer monolithischen PEEK-Krone

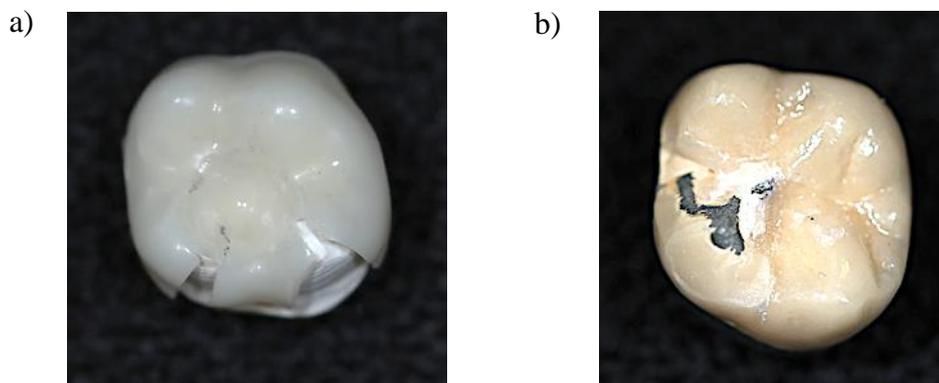


Abbildung 19: a) Fraktur der Tiefziehverblendung ERK auf intaktem PEEK-Gerüst, b) Fraktur der Keramikverblendung VITA VM13 auf intaktem CoCrMo-Gerüst

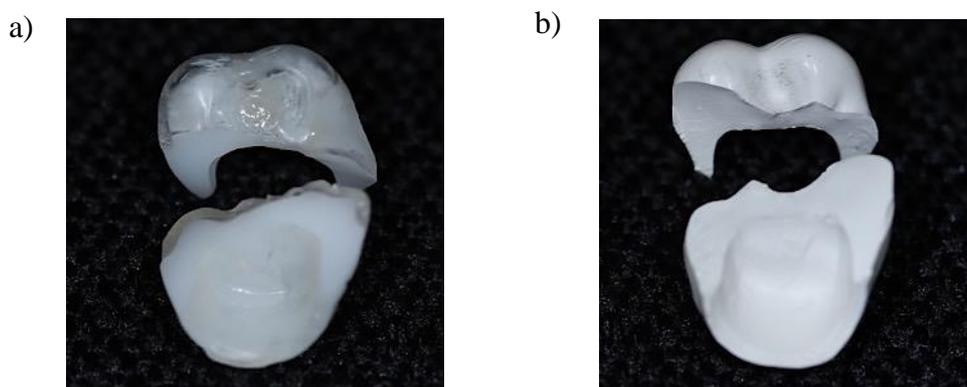


Abbildung 20: a) Fraktur der Gesamtrestauration DUR auf ZrO<sub>2</sub>, b) Fraktur einer monolithischen PEKK-Krone

### 4.3 Material und Methode der Abrasionsbeständigkeitsmessungen

Zur Analyse der Abrasionsbeständigkeiten wurden die in Tabelle 5 aufgelisteten Gerüst- und Verblendmaterialien untersucht. Die Prüfkörper stellten ein Rechteck mit einer Kantenlänge von 1,0 cm und einer Prüfkörperdicke von 1,0 mm dar. Diesen Vorgaben entsprechend wurden aus den Folien und den Ronden der drei Gerüstmaterialien die viereckigen Plättchen mit einer kreuzverzahnten Fräse (Komet) herausgetrennt. Bei CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> wurde die Schrumpfung beim Sintervorgang mit einberechnet. Die Sinterzeiten/ -temperaturen richteten sich nach den Herstellerangaben und wie bei der Herstellung der Kronen für die Bruchlastuntersuchung wurden die identischen Öfen verwendet. Die Produktion der Keramikplättchen erfolgte durch zwei Dentinbrände und einem abschließenden Glanzbrand nach Herstellerangaben im Vacuumat 40. Zuletzt wurden die Sinfony Quadrate angefertigt. Die Polymerisation erfolgte via bre.Lux LED N 30 s Vorpolymerisation und 180 s Endpolymerisation im bre.Lux Power Unit.

Die hergestellten Plättchen wurden anschließend in ein kaltpolymerisierendes Einbettharz ScandiQuick (ScandiQuick A 9201 und ScandiQuick B 9202, Scan Dia, Hagen, Deutschland) in Silikonformen (Scandiformen, Scan Dia) eingebettet (Abbildung 21). Innerhalb von 15 Min. erfolgte die Abbindung vom Einbettharz und die Prüfkörper konnten aus den Silikonformen entnommen werden. Mittels eines Trimmers (Wassermann HSS-88, Wassermann Dental-Maschinen, Hamburg, Deutschland) wurden vorhandene Überschüsse abgeschliffen.



Abbildung 21: Einbettvorgang der Probenplättchen mit kaltpolymerisierendem Einbettharz ScandiQuick von Scan Dia

Darauffolgend wurden die eingebetteten Prüfkörper an ihrer Oberfläche im Poliergerät Tegramin- 20 (Struers, Willich, Deutschland) poliert, um eine standardisierte Oberfläche zu garantieren.

Für die Oberflächenpolitur wurden die in Tabelle 9 aufgelisteten Siliziumkarbid (SiC) Folien (Struers) mit den individuell eingestellten Parametern verwendet.

Tabelle 9: Zusammenfassung Schleif- und Polierfolien mit den Arbeitsparametern Anpressdruck und Polierzeit

	<b>Schleif- und Polierfolien</b>	<b>Anpressdruck</b>	<b>Polierzeit</b>
<b>Folien</b> <b>BIO,</b> <b>DUR,</b> <b>ERK</b>	SiC Foil #1200	30 N	30 s
	SiC Foil #2000		2 Min.
<b>Keramik</b> <b>VITA VM 9,</b> <b>VITA VM 13</b>	SiC Foil #500	40 N	15 s
	SiC Foil #1200		50 s
	SiC Foil #2000		2 Min.
<b>Verblend-</b> <b>kunststoff</b> <b>Sinfony</b>	SiC Foil #500	30 N	15 s
	SiC Foil #1200		30 s
	SiC Foil #2000		2 Min.
<b>Gerüst-</b> <b>material</b> <b>CoCrMo</b>	SiC Foil #500	40 N	30 s
	SiC Foil #1200		1 Min.
	SiC Foil #2000		3 Min.
<b>Gerüstmaterial</b> <b>ZrO<sub>2</sub></b>	SiC Nassschleifpapier 180	40 N	1 Min.
	SiC Nassschleifpapier 240		1 Min.
	SiC Foil #500		1 Min.
	SiC Foil #1200		1 Min.
	SiC Foil #2000		2 Min.
<b>Gerüst-</b> <b>material</b> <b>PEEK</b>	SiC Foil #500	40 N	15 s
	SiC Foil #1200		30 s
	SiC Foil #2000		1 Min.

### Verschleißsimulation im Kausimulator

Zur Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit der Materialien wurden die fertig hergestellten Prüfkörper in einen Kausimulator CS-4 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) mit 8 Prüfkammern für 1.200.000 Zyklen eingespannt. Mittels in-vitro Test sollte infolge der Relativbewegung zweier Prüfkörper in direktem Kontakt zueinander der Substanzverlust ermittelt werden. Abgerundete aus nichtrostendem austenitischem Chrom-Nickel-Stahl Standard 1.4301 / X5CrNi18-10 Stempel der Firma SD Mechatronik dienten als Antagonisten, die zuvor hergestellten Prüfkörper als Agonisten. Die Antagonisten wurden mit einer Nichtedelmetall-Trennscheibe (Komet) individualisiert, um Referenzen für den Matchingvorgang zu gewährleisten. Vor Beginn der Kausimulation wurden die Stempel eingescannt (Willytec LaserScan 3D Pro, SD Mechatronik), um für den späteren Matchingprozess eine Bezugsebene (Baseline) zu definieren. Die Prüfkörper wurden mit drei Schrauben in Kausimulatorhalterungen eingespannt. Um die unterschiedlichen Höhen der Harzblöcke auszugleichen, wurde ein gleichzeitiger Auftreffpunkt durch die höhenverstellbaren Referenzebenen bestimmt. Die Prüfstempel wurden auf Kontakt zu jedem Prüfkörper eingestellt und nachfolgend im Steuerungsprogramm durch einen Klick auf den Button „set zero“ im Reiter „Axis origin“ einprogrammiert. Mit den individuell eingestellten Parametern im Reiter „Test parameters“ (Tabelle 10) wurde die Kausimulation gestartet (Abbildung 22). Im Kausimulator mit integriert war ein Thermolastwechsler, der die Alterung der Materialien durch die stetig wechselnden Temperaturen in der Mundhöhle nachahmen sollte (Tabelle 11). Bei den Bewegungen im Kausimulator handelte es sich um eine Kombination aus Stoß- und Gleitbewegungen.

Tabelle 10: Parameter der Z-Achse und X-Achse für den Kausimulator

<b>Z-Achse</b> vertikal		<b>X-Achse</b> horizontal	
Aufwärtshub	1,0 mm	Horizontalbewegung	0,7 mm
Abwärtshub	2,0 mm	Horizontalgeschwindigkeit	20 mm/s
Aufwärtsgeschwindigkeit	60 mm/s	Bewegungsrichtung	 Vor
Abwärtsgeschwindigkeit	20 mm/s		 Zurück

Tabelle 11: Parameter des integrierten Thermolastwechslers im Kausimulator

Kaltbecken		Warmbecken	
Spüldauer	30 s	Spüldauer	30 s
Sollwert	5 °C	Sollwert	55 °C
Ablaufdauer	13 s	Ablaufdauer	10 s



Abbildung 22: Kausimulator CS-4 von SD Mechatronik

### Oberflächenerfassung mit Laserscan

Direkt nach Beendigung der Kausimulation wurden vor jedem Scan die Prüfkörper und die Antagonisten dünn mit Scanspray (Bausch) besprüht (Abbildung 23), um Reflexionen zu vermeiden. Anschließend wurden die Oberflächen der Agonisten mit dem Laserscanner Willytec LaserScan 3D Pro nach dem Prinzip der optischen Triangulation zum ersten Mal erfasst, wohingegen die Antagonisten bereits zum zweiten Mal eingescannt wurden. Das Betriebssystem war das auf GNU/Linux basierende Debian (SPI, Inc., New York, USA).



Abbildung 23: Scanspray auf den drei Folienprüfkörpern BIO, DUR und ERK nach 1.200.000 Kauzyklen

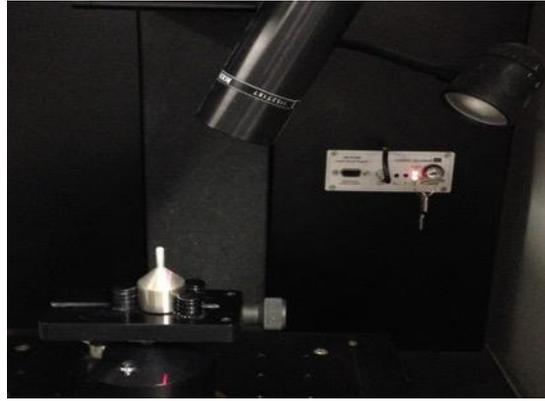


Abbildung 24: Antagonist mit aufgetragenem Scanspray im Laserscanner

Die Objekte mussten im Scanner (Abbildung 24) richtig positioniert werden, da lediglich ein kleines Scanfenster zur Verfügung stand. Der Scanvorgang am PC wurde durch einen Klick auf den Button „Scan“ gestartet.

### Matchingverfahren

Die Software Match 3D 2.4 (Entwickler W. Gloger (†)) wurde für die Matchingprozesse der Agonisten und Antagonisten verwendet. Die Datensätze der Prüfkörper wurden auf eine computerberechnete Referenzebene bezogen. Die erhobenen Datensätze der Antagonisten vor künstlicher Alterung wurden mit den entsprechenden Datensätzen nach den 1.200.000 Kauzyklen überlagert und der Volumenverlust generiert. Abbildung 25 zeigt den Scan eines Chrom-Nickel-Stahl Antagonisten vor (a) und nach (b) künstlicher Alterung.

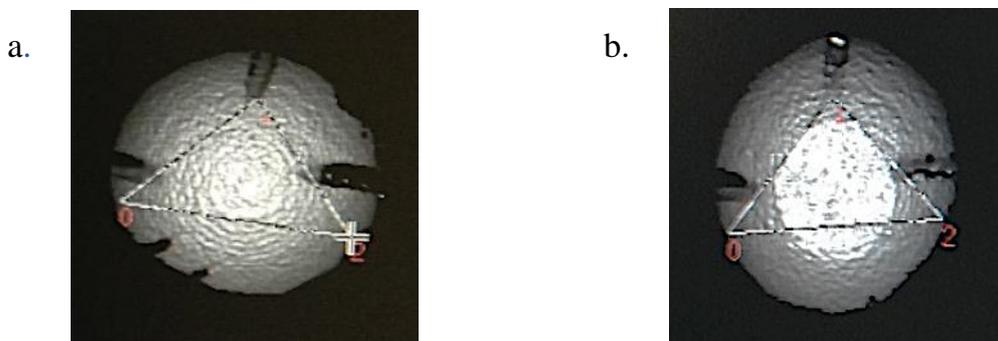


Abbildung 25: Scan eines Chrom-Nickel-Stahl Antagonisten vor (a) und nach (b) 1.200.000 Kauzyklen

#### 4.4 Statistische Methoden

Die Werte der Bruchlast und der Abrasionsbeständigkeit wurden mithilfe von SPSS Version 25 (IBM Deutschland) analysiert. Die deskriptive Statistik mit Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum wurde ermittelt. Die Bestimmung der Normalverteilung erfolgte durch den *Kolmogorov-Smirnov*-Test. Der *Kruskal-Wallis*-Test und der *Mann-Whitney-U*-Test wurden angewendet, um signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen zu können. Zur Einschätzung der Effektstärke wurde die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit dem nachfolgenden *Scheffé-Post-Hoc*-Test durchgeführt und mit partiellem Eta-Quadrat ausgegeben. Die relativen Häufigkeiten der Frakturbilder konnten mit Hilfe der *Ciba-Geigy*-Tabelle bestimmt werden. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt.

## 5. Ergebnisse

### 5.1 Ergebnisse der Bruchlastmessungen von Kronen

Der *Kolmogorov-Smirnov*-Test zeigte, dass bei den vorliegenden Bruchlastwerten keine ausreichende Normalverteilung (CoCrMo monolithisch initial und gealtert, CoCrMo mit BIO initial, PEEK konventionell verblendet und BIO jeweils initial von insgesamt 30 Gruppen) vorliegt und veranschaulichte, dass insgesamt 16,7% der Gruppen von der Normalverteilung abweichen.

Der Gerüstwerkstoff zeigte den höchsten Einfluss auf die Bruchlast ( $p < 0,001$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,668$ ), gefolgt von der Verblendtechnik ( $p < 0,001$ ;  $\eta_p^2 = 0,463$ ). Das Alterungslevel zeigte keinen Einfluss auf die Bruchlastwerte. Eine Interaktion wurde zwischen dem Gerüstwerkstoff und der Verblendtechnik ( $p < 0,001$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,181$ ), zwischen dem Alterungslevel und der Verblendtechnik ( $p < 0,001$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,059$ ) und dem Alterungslevel mit dem Gerüstwerkstoff ( $p = 0,003$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,017$ ) beobachtet. Das Alterungslevel in Abhängigkeit vom Gerüstwerkstoff und der Verblendart stellte desgleichen einen signifikanten ( $p < 0,003$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,054$ ) Einfluss dar.

Die Tabellen 12 und 13 zeigen die Bruchlastwerte in Newton (N) der monolithischen und verblendeten Kronen ohne und mit künstlicher Alterung im Thermolastwechsler mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median, Minimum (Min.) und Maximum (Max.).

Ergebnisse

Tabelle 12: Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum der Bruchlastwerte in Newton (N) monolithischer und verblendeter Kronen ohne künstliche Alterung

		MW	SD	Median	Min.	Max.
<b>CoCrMo</b>	monolithisch	9000	0	9000 <sup>h</sup>	9000	9000
	VITA VM13	5328	2203	6164 <sup>f</sup>	900	8264
	BIO	6116	2231	5000 <sup>f,g</sup>	2200	9994
	DUR	4701	1483	5060 <sup>f</sup>	1055	6539
	ERK	4260	1272	4120 <sup>f,g</sup>	2339	6586
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	monolithisch	4425	625	4567 <sup>e</sup>	3353	5290
	VITA VM9	1673	1440	1300 <sup>a</sup>	237	5820
	BIO	4135	935	4077 <sup>e</sup>	2675	5934
	DUR	2736	1425	2460 <sup>c</sup>	490	5276
	ERK	2436	1016	2586 <sup>c</sup>	659	3922
<b>PEEK</b>	monolithisch	3184	327	3134 <sup>d</sup>	2655	3914
	Sinfony	1078	804	905 <sup>a,b</sup>	198	2638
	BIO	1417	585	1118 <sup>b</sup>	630	2380
	DUR	1303	576	1249 <sup>b</sup>	470	2303
	ERK	1368	523	1280 <sup>b</sup>	615	2192

*a,b,c,d,e,f,g,h* – homogene Gruppen mit signifikanten Unterschieden zwischen den drei Grundmaterialien bei verschiedenartiger Verblendung und monolithischen Kronen

Ergebnisse

Tabelle 13: Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum der Bruchlastwerte in Newton (N) monolithischer und verblendeter Kronen mit 10.000 Zyklen im Thermolastwechsler

		MW	SD	Median	Min.	Max.
<b>CoCrMo</b>	monolithisch	9000	0	9000 <sup>h</sup>	9000	9000
	VITA VM13	5751	1931	6147 <sup>g</sup>	3082	8852
	BIO	4097	1482	3600 <sup>e</sup>	2200	6450
	DUR	4231	1669	3888 <sup>e</sup>	2063	7541
	ERK	3837	1753	3259 <sup>e</sup>	1805	7757
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	monolithisch	4962	1293	5265 <sup>f</sup>	2194	6922
	VITA VM 9	3567	2042	4090 <sup>c,f</sup>	666	7279
	BIO	2643	1019	2803 <sup>c</sup>	1107	4628
	DUR	2821	788	2910 <sup>c</sup>	1370	3977
	ERK	2518	954	2275 <sup>c</sup>	1199	4346
<b>PEEK</b>	monolithisch	3008	325	3007 <sup>d</sup>	2385	3537
	Sinfony	690	316	654 <sup>a</sup>	330	1608
	BIO	1534	479	1677 <sup>b</sup>	564	2243
	DUR	1436	459	1498 <sup>b</sup>	480	2441
	ERK	1663	289	1672 <sup>b</sup>	1160	2410

*a,b,c,d,e,f,g,h* – homogene Gruppen mit signifikanten Unterschieden zwischen den drei Grundmaterialien bei verschiedenartiger Verblendung und monolithischen Kronen

Bei den monolithischen Kronen erzielten Kronen aus CoCrMo signifikant ( $p < 0,001$ ) höhere Bruchlastwerte sowohl ohne als auch mit Alterung im Thermolastwechsler in Bezug zu monolithischen Kronen aus ZrO<sub>2</sub> und PEEK ( $p < 0,001$ ). Monolithische Kronen aus ZrO<sub>2</sub> erzielten unabhängig vom Alterungslevel signifikant ( $p < 0,001$ ) höhere Bruchlastwerte als PEEK-Kronen. Abbildung 26 zeigt die Bruchlastwerte monolithischer Kronen jeweils vor und nach Alterung im Thermolastwechsler.

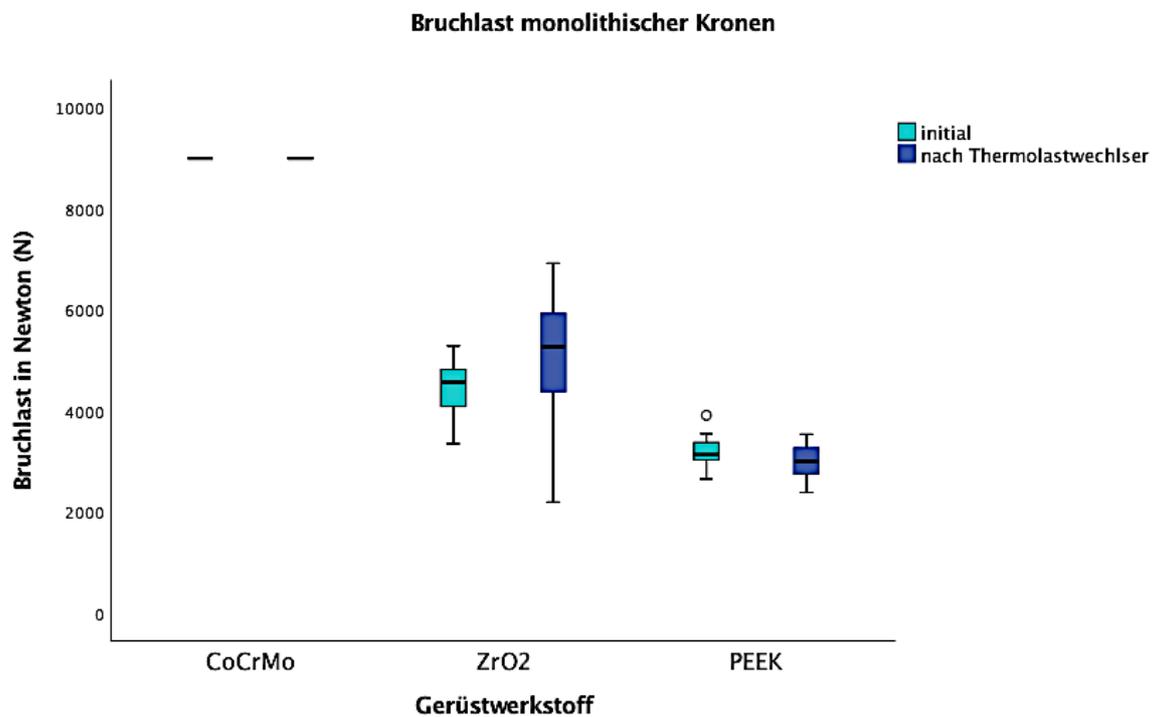


Abbildung 26: Bruchlast initialer und im Thermolastwechsler gealterter monolithischer Kronen

CoCrMo-Kronen konventionell verblendet zeigten initial ( $p < 0,001$ ) und gealtert ( $p = 0,001$ ) signifikant höhere Bruchlastwerte als konventionell verblendete ZrO<sub>2</sub>-Kronen und PEEK-Kronen ( $p < 0,001$ ). Signifikant ( $p < 0,001$ ) höhere Bruchlastwerte bei konventionell verblendeten ZrO<sub>2</sub>-Kronen im Vergleich zu PEEK-Kronen wurden lediglich bei den gealterten Prüfkörpern erreicht. Abbildung 27 zeigt die Bruchlastwerte konventionell verblendeter Kronen jeweils vor und nach Alterung im Thermolastwechsler.

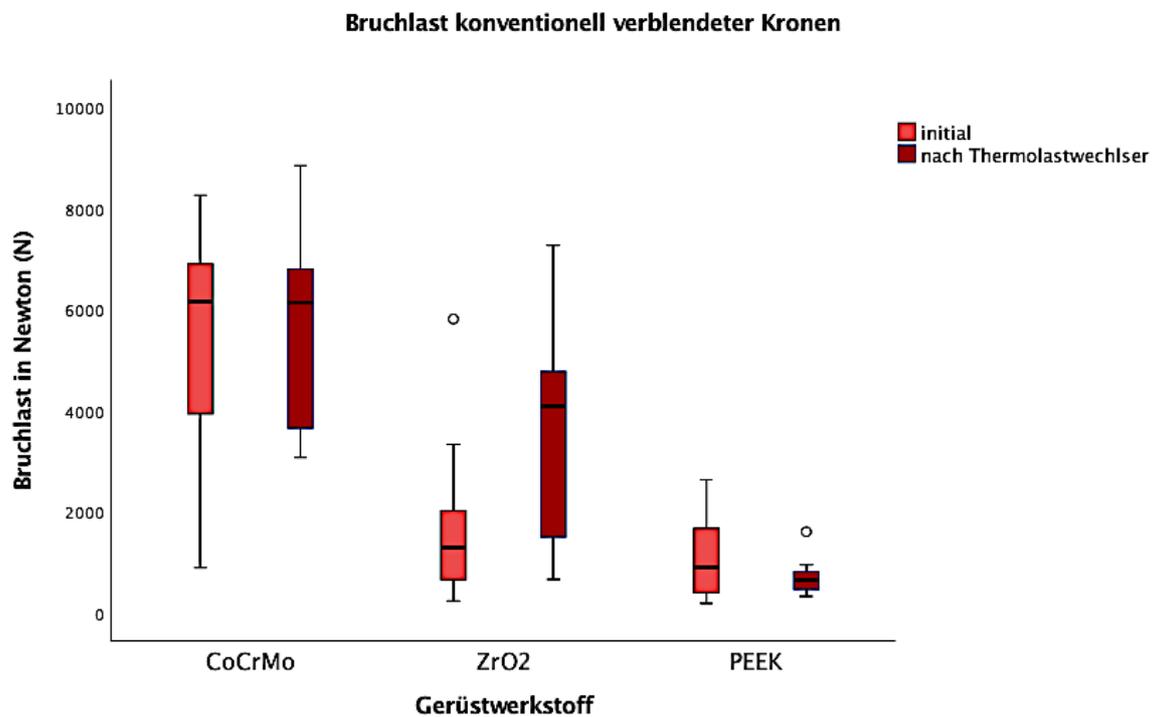


Abbildung 27: Bruchlast initialer und im Thermolastwechsler gealterter konventionell verblendeter Kronen

In der Gruppe der BIO verblendeten Kronen erzielten CoCrMo-Kronen initial ( $p = 0,001$ ) und gealtert ( $p = 0,011$ ) signifikant höhere Bruchlastwerte als ZrO<sub>2</sub>-Kronen und PEEK-Kronen ( $p < 0,001$ ) vor und nach Alterung. Kronen aus ZrO<sub>2</sub> mit BIO verblendet führten initial ( $p < 0,001$ ) und nach Alterung ( $p = 0,004$ ) signifikant zu höheren Bruchlastmessungen als Kronen aus PEEK. Abbildung 28 zeigt die Bruchlastwerte BIO verblendeter Kronen jeweils vor und nach Alterung im Thermolastwechsler.

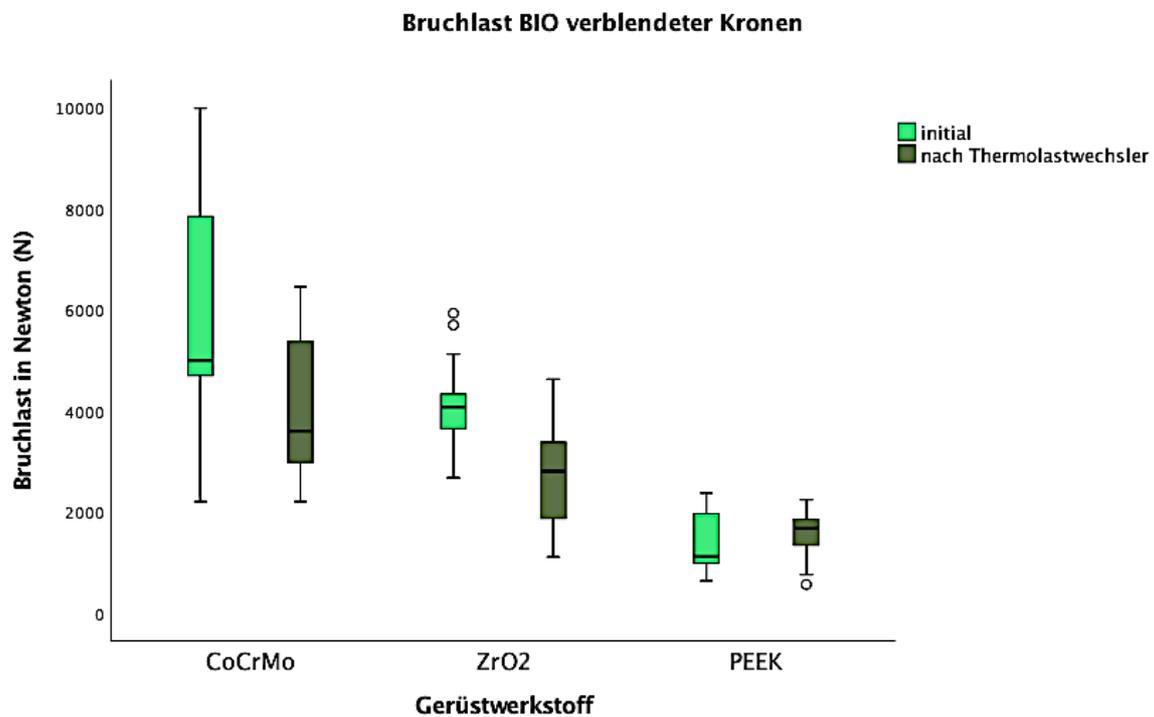


Abbildung 28: Bruchlast initialer und im Thermolastwechsler gealterter BIO verblendeter Kronen

Bei der Verblendtechnik mit DUR auf CoCrMo zeigten sich initial ( $p = 0,001$ ) und gealtert ( $p = 0,013$ ) signifikant höhere Bruchlastwerte als bei ZrO<sub>2</sub>-Kronen und bei PEEK-Kronen ( $p < 0,001$ ) unabhängig dem Alterungsgrad. Die Kronen aus ZrO<sub>2</sub> verblendet mit DUR initial ( $p = 0,003$ ) und nach Thermolastwechsler ( $p < 0,001$ ) erbrachten ebenso signifikant größere Bruchlastwerte als PEEK Kronen. Abbildung 29 zeigt die Bruchlastwerte DUR verblendeter Kronen jeweils vor und nach Alterung im Thermolastwechsler.

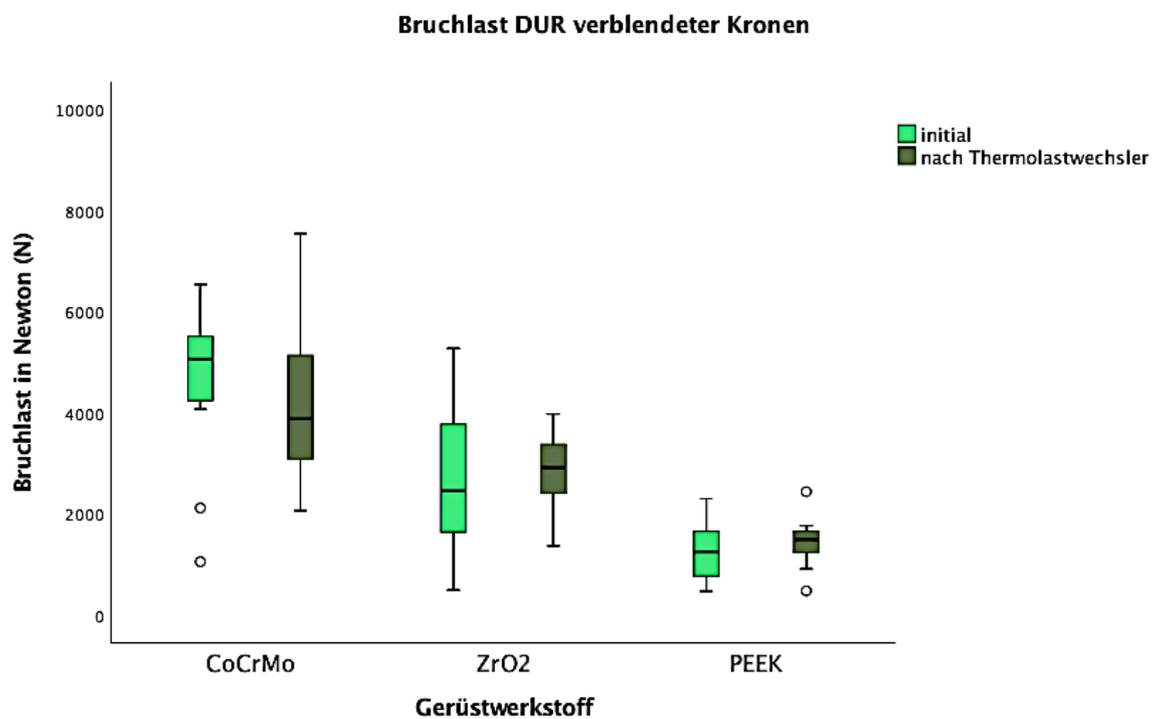


Abbildung 29: Bruchlast initialer und im Thermolastwechsler gealterter DUR verblendeter Kronen

Bei den ERK verblendeten Kronen aus CoCrMo initial ( $p = 0,001$ ) und gealtert ( $p = 0,023$ ) zeigten sich höhere Bruchlastwerte als bei ZrO<sub>2</sub>-Kronen und PEEK-Kronen ( $p < 0,001$ ). Die Kronen aus ZrO<sub>2</sub> verblendet mit ERK initial ( $p = 0,003$ ) und gealtert ( $p = 0,009$ ) zeigten signifikant höhere Bruchlastwerte als PEEK-Kronen. Abbildung 30 zeigt die Bruchlastwerte DUR verblendeter Kronen jeweils vor und nach Alterung im Thermolastwechsler.

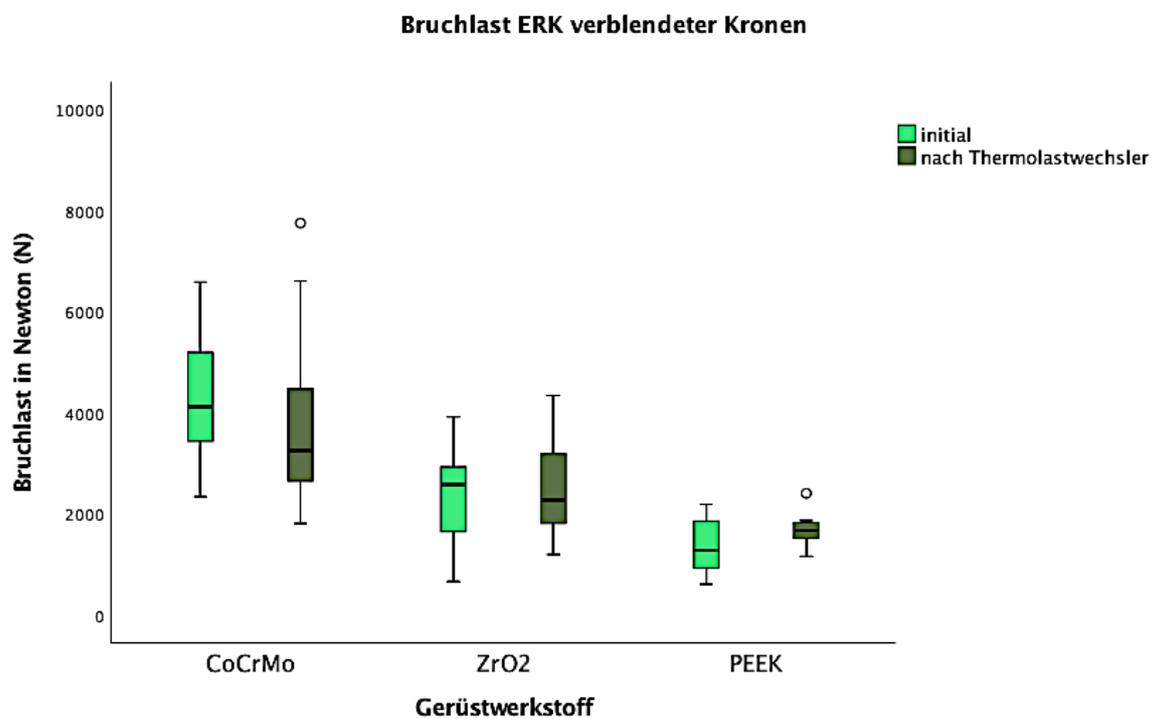


Abbildung 30: Bruchlast initialer und im Thermolastwechsler gealterter ERK verblendeter Kronen

Bei den CoCrMo-Kronen konventionell verblendet und gealtert zeigten sich signifikant höhere Bruchlastwerte im Vergleich zu gealterten mit BIO ( $p = 0,011$ ), mit DUR ( $p = 0,33$ ) und mit ERK ( $p = 0,006$ ) verblendeten Kronen.

In der Gruppe der ZrO<sub>2</sub>-Kronen führten die Bruchlastmessungen bei initial getesteten und konventionell verblendeten Kronen zu signifikant geringeren Bruchlastwerten als mit BIO ( $p < 0,001$ ), mit DUR ( $p = 0,029$ ) und mit ERK ( $p = 0,026$ ) verblendeten Kronen.

Bei den gealterten Kronen aus PEEK konventionell verblendet ergaben sich signifikant geringere Bruchlastwerte als bei Kronen mit BIO ( $p < 0,001$ ), mit DUR ( $p < 0,001$ ) und ERK ( $p < 0,001$ ) verblendet nach dem Thermolastwechsler.

Lässt man die monolithischen und konventionellen Kronen außer Acht und betrachtet den Einfluss der Tiefziehfolien untereinander, so zeigte der Gerüstwerkstoff den stärksten Einfluss auf die Bruchlast ( $p < 0,001$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,553$ ), gefolgt von der Verblendfolie ( $p = 0,001$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,053$ ) und dem Alterungslevel ( $p = 0,004$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,032$ ). Eine Interaktion zwischen der Verblendfolie und dem Alterungslevel ( $p = 0,002$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,048$ ), sowie dem Gerüstwerkstoff und dem Alterungslevel ( $p = 0,005$ ; partielles eta Quadrat  $\eta_p^2 = 0,041$ ) konnte beobachtet werden.

Innerhalb der Tiefziehverblendung ergaben sich signifikant ( $p = 0,021$ ) höhere Bruchlastwerte bei initial getesteten CoCrMo-Kronen mit BIO verblendet im Vergleich zur ERK Verblendung. Bei initialen ZrO<sub>2</sub>-Kronen wurden mit der BIO Verblendung signifikant ( $p = 0,01$ ) höhere Bruchlastwerte erzielt als bei DUR und bei ERK ( $p < 0,001$ ) verblendeten Kronen.

Abhängig vom Alterungslevel zeigten BIO verblendete und initial getestete CoCrMo-Kronen ( $p = 0,013$ ) und ZrO<sub>2</sub>-Kronen ( $p = 0,001$ ) signifikant höhere Bruchlastwerte als nach Alterung im Thermolastwechsler. Konventionell verblendete ZrO<sub>2</sub>-Kronen erzielten nach Alterung signifikant ( $p = 0,001$ ) höhere Bruchlastwerte als ohne Alterung.

## Frakturbild

Bei der Frakturbildanalyse wurden relative Häufigkeiten untersucht, wobei bei den Prüfkörpern vor und nach Alterung im Thermolastwechsler drei verschiedene Frakturbilder festgestellt werden konnten (Tabellen 14 und 15).

Tabella 14: Relative Häufigkeit mit 95% Konfidenzintervall von Frakturbildern pro jede geprüfte Gruppe Initial in %-Angabe

		Deformation der Okklusalfäche (Folie oder monolithisches Gerüst)	Verblendfraktur bei vollständig intaktem Gerüst	Fraktur der Gesamtrestauration (Verblendung und Gerüst)
<b>CoCrMo</b>	VITA VM13	0 (0;22)	100 (77;100)	0 (0;22)
	BIO	86 (58;99)	13 (0;41)	0 (0;22)
	DUR	53 (25;79)	46 (20;74)	0 (0;22)
	ERK	73 (43;93)	26 (6;56)	0 (0;22)
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	monolithisch	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	VITA VM9	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	BIO	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	DUR	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	ERK	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
<b>PEEK</b>	monolithisch	86 (58;99)	0 (0;22)	13 (0;41)
	Sinfony	0 (0;22)	33 (10;62)	66 (37;89)
	BIO	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	DUR	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	ERK	0 (0;22)	6 (0;32)	93 (67;100)

Tabelle 15: Relative Häufigkeit mit 95% Konfidenzintervall von Frakturbildern pro jede geprüfte Gruppe nach Alterung in %-Angabe

		<b>Deformation der Okklusalfäche (Folie oder monolithisches Gerüst)</b>	<b>Verblendfraktur bei vollständig intaktem Gerüst</b>	<b>Fraktur der Gesamtrestauration (Verblendung und Gerüst)</b>
<b>CoCrMo</b>	VITA VM13	0 (0;22)	100 (77;100)	0 (0;22)
	BIO	26 (6;56)	73 (43;93)	0 (0;22)
	DUR	53 (25;79)	46 (20;74)	0 (0;22)
	ERK	26 (6;56)	73 (43;93)	0 (0;22)
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	monolithisch	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	VITA VM9	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	BIO	0 (0;22)	13 (0;41)	86 (58;99)
	DUR	0 (0;22)	0 (0;22)	100 (77;100)
	ERK	0 (0;22)	13 (0;41)	86 (58;99)
<b>PEEK</b>	monolithisch	33 (10;62)	0 (0;22)	66 (37;89)
	Sinfony	0 (0;22)	40 (15;68)	60 (31;84)
	BIO	0 (0;22)	20 (3;49)	80 (50;96)
	DUR	0 (0;22)	13 (0;41)	86 (58;99)
	ERK	0 (0;22)	20 (3;49)	80 (50;96)

Die initial und im Thermolastwechsler gealterten monolithischen Kronen aus CoCrMo hielten einer Bruchlast von 9000 N ohne jegliche Deformation oder Fraktur stand, so dass die Bruchlastversuche bei 9000 N abgebrochen wurden. Bei den CoCrMo-Kronen wurden ausschließlich zwei Frakturmustertypen beobachtet, wobei die konventionelle Keramikverblendung bei allen Prüfkörpern unabhängig der Alterung frakturierte, das Gerüst jedoch intakt blieb. Die Deformation der Okklusalfäche der BIO- und ERK-Verblendung war das bestimmende Frakturbild bei initialer Bruchlastmessung, wohingegen nach Alterung signifikant häufiger die Fraktur der Verblendfolie registriert werden konnte. Bei DUR auf

CoCrMo konnte geringfügig häufiger die Deformation als die Fraktur der Folie festgestellt werden, wobei der Thermolastwechsler keinerlei Änderung im Frakturbild herbeiführte. Abbildung 31 zeigt die Verteilung der Frakturbilder der CoCrMo-Kronen.

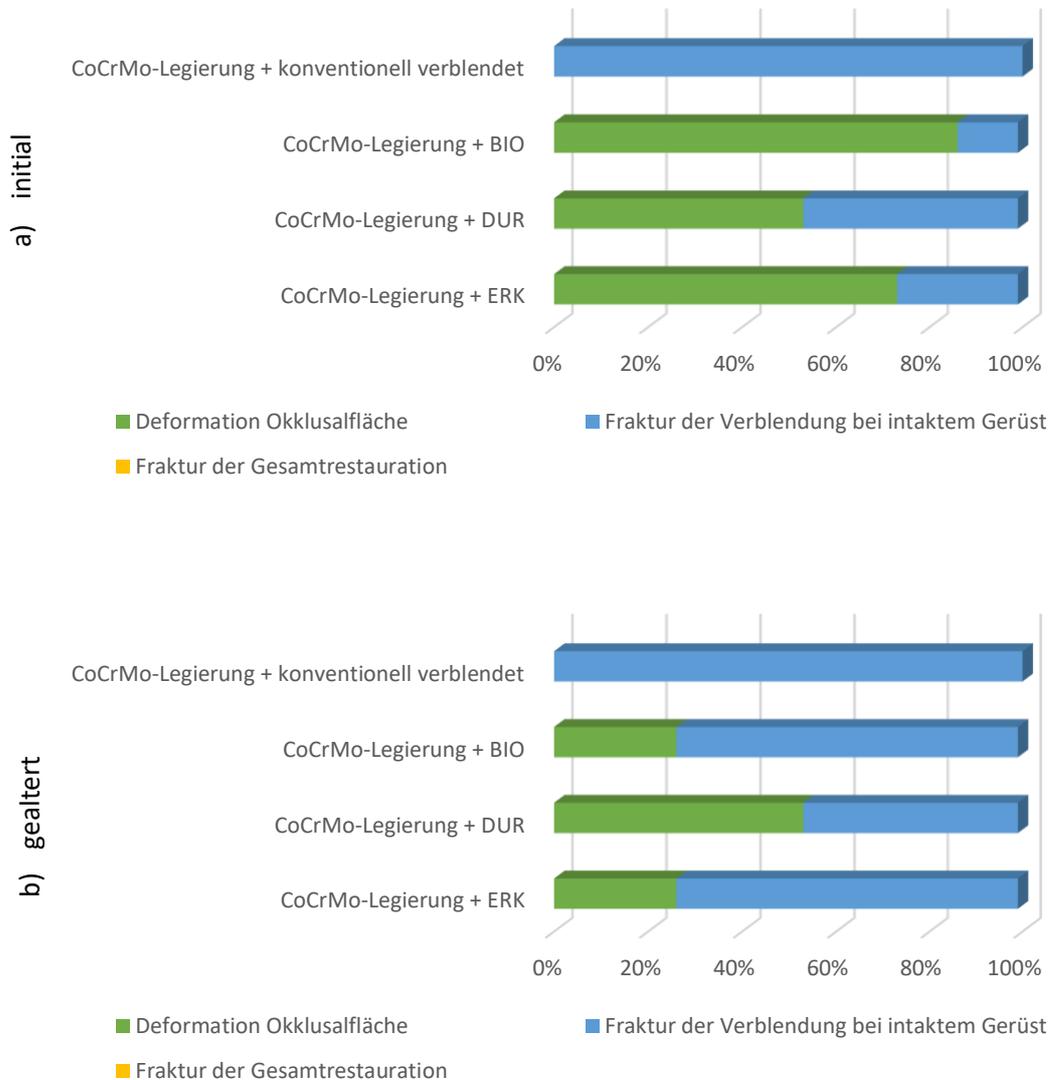


Abbildung 31: Verteilung der Frakturbilder verblendeter a) initial und b) gealterter CoCrMo-Kronen

Bei den Kronen aus ZrO<sub>2</sub> kamen ebenfalls nur zwei Frakturbilder vor. Bei allen initial getesteten Prüfkörpern aus ZrO<sub>2</sub> konnte eine Fraktur der Gesamtrestauration beobachtet werden. Nach Alterung wiesen jeweils zwei Prüfkörper von BIO und ERK anstatt der Gesamtfaktur der Restauration lediglich eine Verblendfraktur der Folie auf. Abbildung 32 zeigt die Verteilung der Frakturbilder der ZrO<sub>2</sub>-Kronen dar.

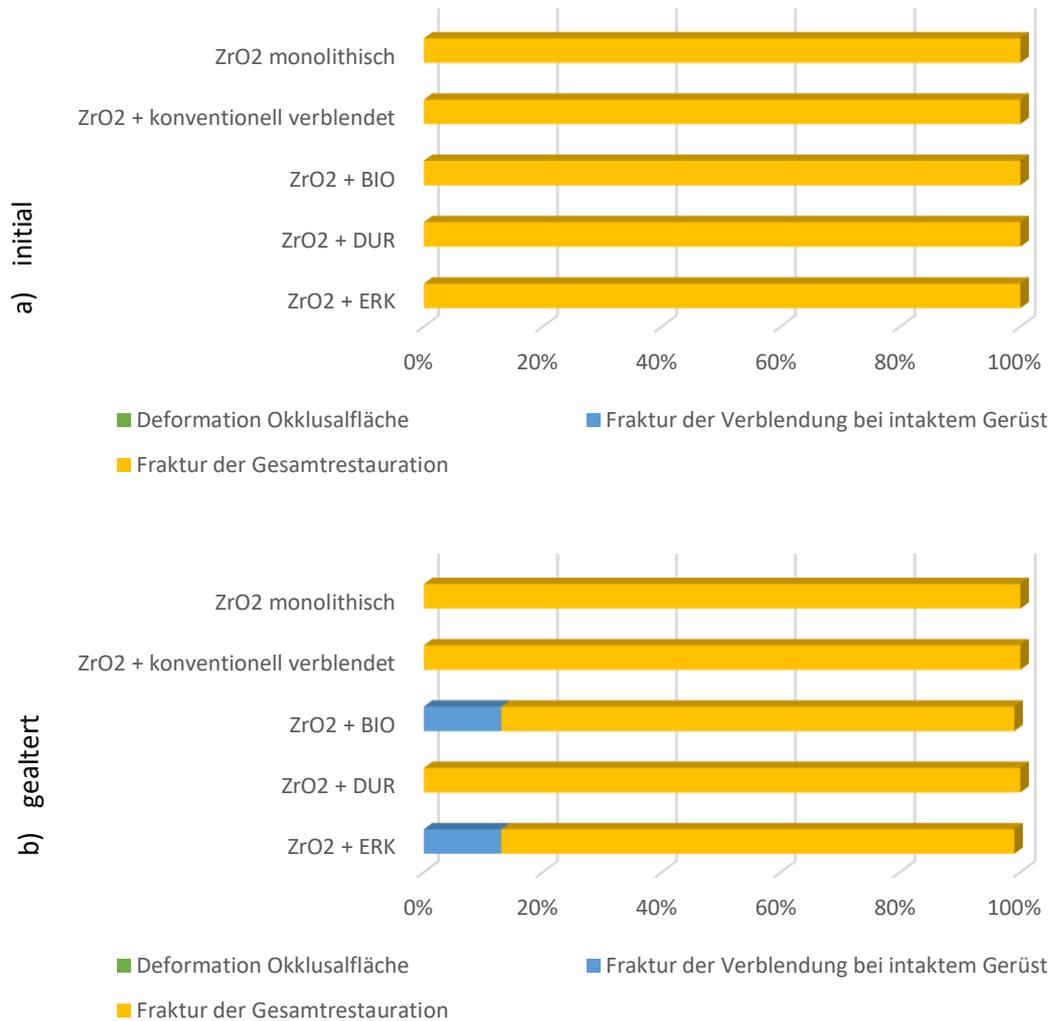


Abbildung 32: Verteilung der Frakturbilder monolithischer und verblendeter a) initial und b) gealterter ZrO<sub>2</sub>-Kronen

Bei den initial getesteten monolithischen Kronen aus PEEK konnte signifikant häufiger die Deformation der Okklusalfäche als die Gesamtfraktur beobachtet werden. Nach Alterung erfolgte signifikant häufiger die Gesamtfraktur der Restauration anstatt der Deformation. Signifikant häufiger frakturierte bei den Prüfkörpern ohne Alterung die konventionelle Verblendung mitsamt dem Gerüst als nur die Fraktur der Verblendung bei intaktem PEEK Gerüst. Nach den 10.000 Zyklen im Kausimulator wurden ebenso mehr Gesamtfrakturen als Verblendfrakturen festgestellt, jedoch ohne signifikanten Unterschied. Bei den initial auf Bruchlast getesteten mit BIO und DUR verblendeten Kronen frakturierte bei allen Prüfkörpern die Gesamtrestauration, lediglich bei ERK erfolgte bei einem Prüfkörper eine reine

Verblendfraktur. Nach Alterung konnte ebenso signifikant häufiger die Fraktur der kompletten Restauration beobachtet werden, allerdings zeigte sich bei BIO und ERK bei drei der Verblendkronen und bei DUR bei zwei der Kronen eine Fraktur der Verblendfolie. Abbildung 33 zeigt die Verteilung der Frakturbilder der PEEK-Restaurationen.

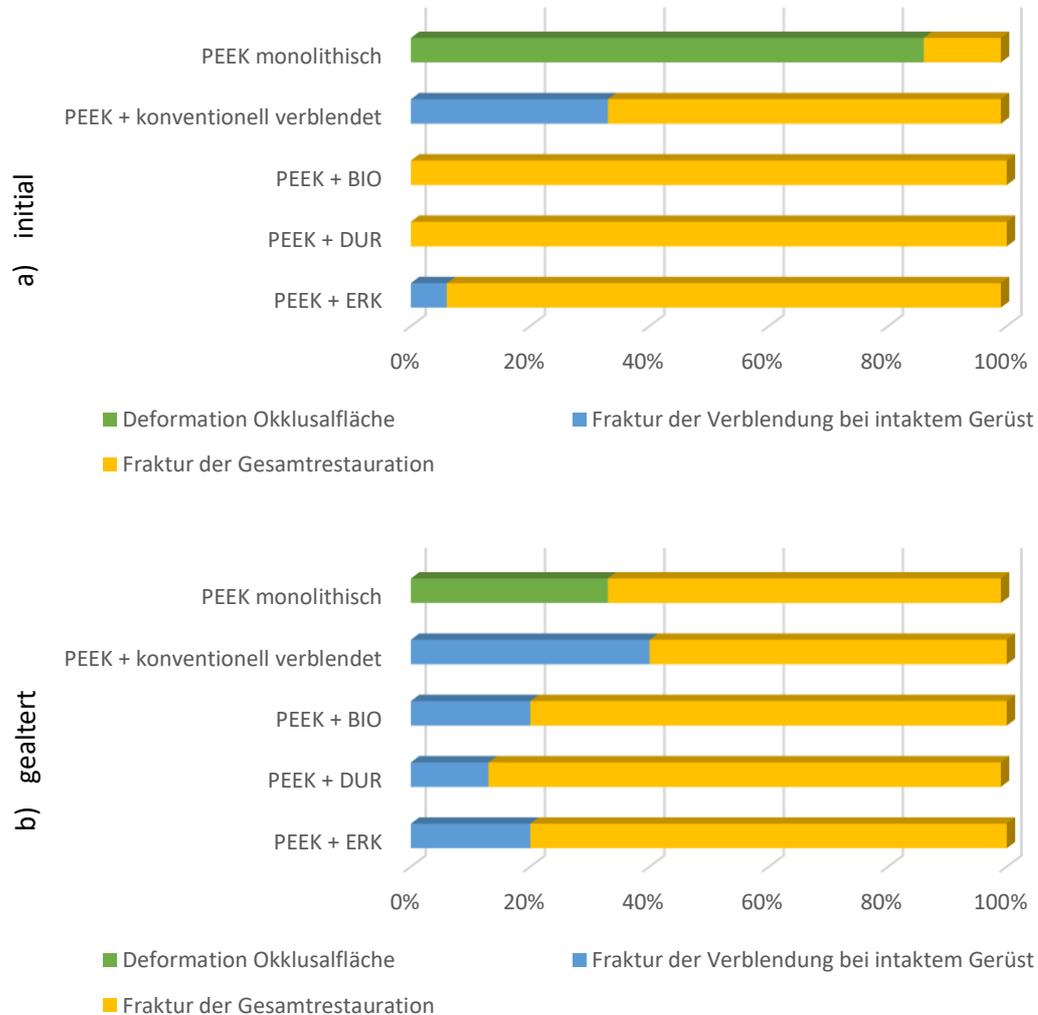


Abbildung 33: Verteilung der Frakturbilder monolithischer und verblendeter a) initial und b) gealterter PEEK-Kronen

Bei den initial und gealterten monolithischen Kronen aus ZrO<sub>2</sub> wurde signifikant häufiger die Gesamtfaktur der Restauration festgestellt als bei PEEK-Kronen, die häufig eine Deformation der Okklusalfäche zeigten. Unter den konventionellen Verblendungen zeigte sich die Verblendfraktur bei den CoCrMo-Kronen unabhängig der Alterung in Bezug zu ZrO<sub>2</sub>- und PEEK-Kronen signifikant am häufigsten. Ebenso konnte bei den initialen und den gealterten Prüfkörpern mit Tiefziehverblendung jeweils signifikant häufiger die Deformation sowie die Fraktur der Tiefziehfolie auf CoCrMo als bei ZrO<sub>2</sub> und PEEK beobachtet werden.

## 5.2 Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeitsmessungen

Der *Kolmogorov-Smirnov*-Test veranschaulichte, dass bei den Abrasionswerten der Materialien zu 33,3 % (BIO-, CoCrMo- und ZrO<sub>2</sub>-Gruppe von insgesamt neun Gruppen) und bei den Antagonisten zu 100 % (insgesamt neun Gruppen) eine Abweichung von der Normalverteilung vorliegt.

Die Tabelle 16 zeigt die Abrasionswerte der Materialien und Antagonisten in  $\mu\text{m}^3$  mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median, Minimum (Min.) und Maximum (Max.).

Tabelle 16: Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum der Abrasionswerte der Materialien und Antagonisten in  $\mu\text{m}^3$

		MW	SD	Median	Min.	Max.
BIO	Material	-5,80E + 12	2,24E + 13	-3,66E + 09 <sup>e</sup>	-8,69E + 13	-1,91E + 09
	Antagonist	-3,52E + 08	7,30E + 08	-5,76E + 06 <sup>b,c</sup>	-2,51E + 09	2,74E + 08
DUR	Material	-3,72E + 09	1,11E + 09	-3,59E + 09 <sup>e</sup>	-5,72E + 09	-2,18E + 09
	Antagonist	-1,17E + 08	2,97E + 08	-9,69E + 06 <sup>c</sup>	-9,99E + 08	1,96E + 08
ERK	Material	-1,83E + 09	1,08E + 09	-1,49E + 09 <sup>d</sup>	-3,60E + 09	-3,81E + 08
	Antagonist	-2,08E + 08	3,60E + 08	-5,64E + 06 <sup>b,c</sup>	-1,15E + 09	2,20E + 08
Sinfony	Material	-7,77E + 08	3,39E + 08	-7,25E + 08 <sup>c</sup>	-1,42E + 09	-7,64E + 07
	Antagonist	8,20E + 11	3,18E + 12	-2,35E + 07 <sup>b,c</sup>	-1,37E + 09	1,23E + 13
VITA	Material	-1,43E + 09	7,62E + 08	-1,48E + 09 <sup>d</sup>	-2,75E + 09	-1,59E + 08
VM9	Antagonist	-8,52E + 07	2,87E + 08	-7,99E + 07 <sup>b</sup>	-4,90E + 08	8,09E + 08
VITA	Material	-1,36E + 09	6,08E + 08	-1,43E + 09 <sup>d</sup>	-2,40E + 09	-4,57E + 08
VM13	Antagonist	-2,00E + 08	3,70E + 08	-8,12E + 07 <sup>b,c</sup>	-1,36E + 09	2,72E + 08
PEEK	Material	-1,08E + 08	4,21E + 07	-1,23E + 08 <sup>b</sup>	-1,88E + 08	-4,07E + 07
	Antagonist	-3,77E + 07	4,80E + 08	-2,77E + 06 <sup>c</sup>	-9,99E + 08	9,91E + 08
CoCrMo	Material	-3,68E + 08	1,08E + 09	-7,07E + 07 <sup>b</sup>	-4,28E + 09	-3,68E + 07
	Antagonist	-5,72E + 08	9,07E + 08	-2,23E + 08 <sup>a</sup>	-3,56E + 09	-6,85E + 07
ZrO <sub>2</sub>	Material	1,12E + 08	2,42E + 08	5,53E + 03 <sup>a</sup>	-9,61E + 04	7,23E + 08
	Antagonist	-1,94E + 08	1,23E + 08	-1,97E + 08 <sup>a,b</sup>	-5,88E + 08	-5,00E + 07

*a,b,c,d,e Material* – signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der homogenen Gruppen  
*a,b,c Antagonist* – signifikante Unterschiede zwischen den Antagonisten innerhalb der homogenen Gruppen

Bei den Tiefziehfolien BIO und DUR ist der Volumenverlust signifikant ( $p < 0,001$ ) größer im Vergleich zu den konventionellen Verbundmaterialien Sinfony, VITA VM9 und VITA VM13. Bei der Folie ERK erfolgte signifikant ( $p = 0,006$ ) ein größerer Volumenverlust in Bezug auf den Verbundkunststoff Sinfony. Die Verbundkeramik VITA VM9 führt beim Antagonisten zu signifikant ( $p = 0,045$ ) größeren Volumenverlusten als die Folie DUR.

Innerhalb der Tiefziehfolien erfolgte signifikant ( $p < 0,001$ ) mehr Volumenverlust bei BIO und DUR im Vergleich zu ERK. Abbildung 34 zeigt die Abrasionswerte der Materialien und der Antagonisten nach 1. 200.000 Kauzyklen im Kausimulator.

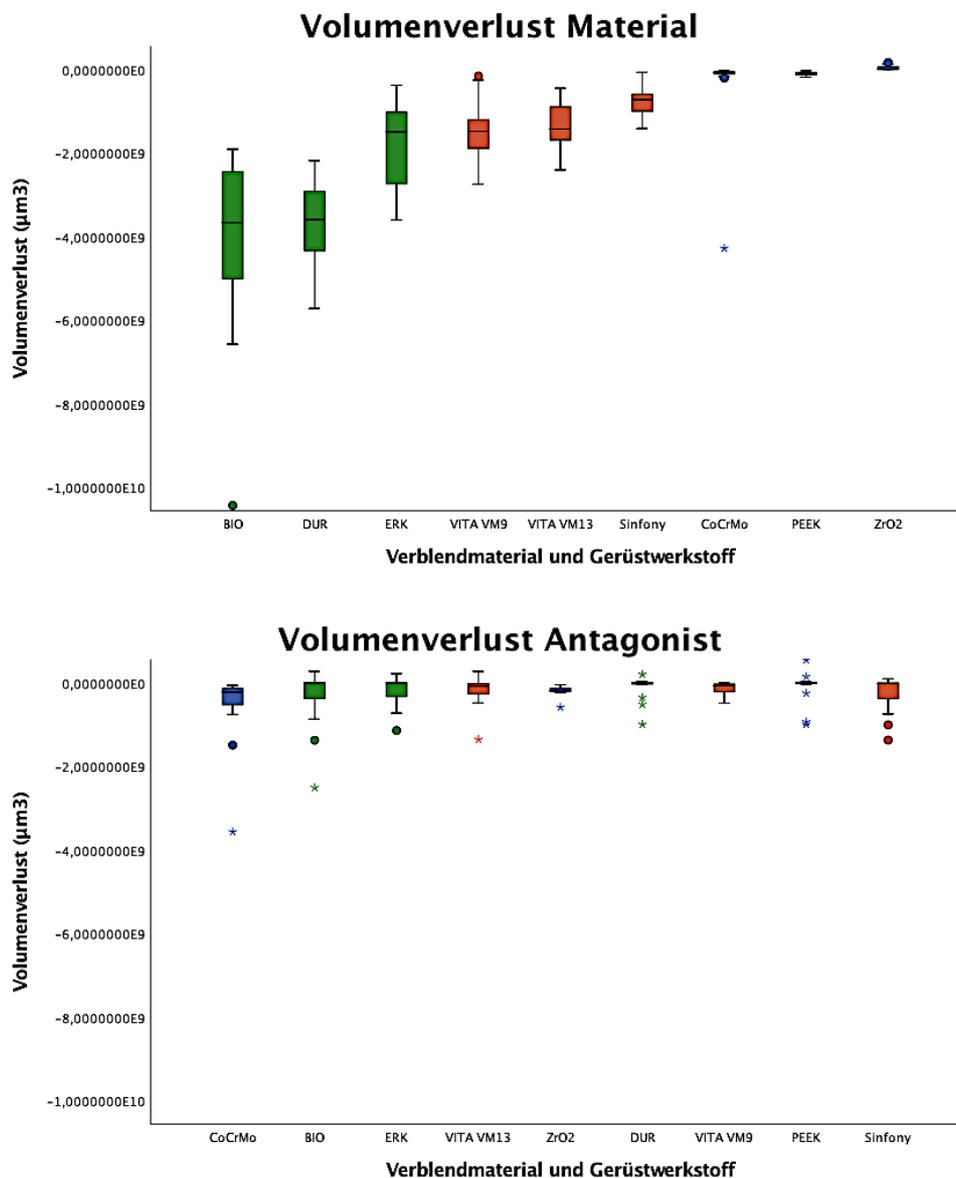


Abbildung 34: Volumenverlustwerte der Materialien und Antagonisten in  $\mu\text{m}^3$  nach Kausimulation entsprechend vom größten zum geringsten Volumenverlust geordnet

## 6. Diskussion

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Bruchlastuntersuchungen und Abrasionsbeständigkeitsmessungen in Bezug auf die Nullhypothesen diskutiert.

### Bruchlastmessungen

Die Bruchlastuntersuchungen ergaben, dass bei den monolithischen Kronen die Kronen aus CoCrMo signifikant die größten Bruchlastwerte erzielten, gefolgt von ZrO<sub>2</sub> und PEEK sowohl ohne als auch mit Alterung. Dieses Ergebnis spiegelte sich bei der Frakturbildanalyse wieder, da die Kronen mit einem CoCrMo-Gerüst einer Kraft von 9000 N ohne jegliche Deformation oder Fraktur standhielten. Auch bei den konventionell verblendeten Kronen initial und gealtert hielten die CoCrMo-Kronen den größten Bruchlastwerten stand. Die gealterten und konventionell verblendeten ZrO<sub>2</sub>-Kronen erzielten signifikant größere Werte als die Sinfony/PEEK-Kronen. Unabhängig der Alterung und mit BIO verblendet erzielten die CoCrMo-Kronen signifikant höhere Bruchlastwerte als ZrO<sub>2</sub> und PEEK, gefolgt von signifikant höheren Bruchlastwerten der BIO/ZrO<sub>2</sub> als BIO/PEEK. Gleichermaßen verhielten sich die mit DUR und ERK verblendeten Kronen, so dass die Hypothese, der Gerüstwerkstoff habe keinen Einfluss auf die Bruchlast unabhängig von der Verblendtechnik und dem Alterungslevel, abgelehnt werden muss. Der in dieser Dissertation verwendete CoCrMo-Gerüstwerkstoff erlaubte eine neuartige CAD/CAM-Inhouse Verarbeitung, da es sich um einen fräsbaren CoCrMo-Rohling im „Grünlingszustand“ handelte. Die hier erzielten Bruchlastwerte bei den monolithischen sowie den verblendeten Kronen lassen darauf schließen, dass die Sinterlegierung gleichwertig mit bisherigen Gusslegierungen zu setzen ist. In der Studie von Geis-Gerstorfer *et al.* [155] wurden vergleichbare, zum Teil sogar bessere Festigkeitseigenschaften der Sinterlegierung als bei einer Gusslegierung festgestellt. Allgemein wurde bestätigt, dass die neuartige Sinterlegierung mechanische Eigenschaften aufweist, die mit bisherigen auf den Dentalmarkt gängigen Kobalt-Chrom-Legierungen vergleichbar sind [68].

Das spröde ZrO<sub>2</sub> erwies sich als Gerüstwerkstoff mit den zweithöchsten Bruchlastwerten. Bei den aktuellen Bruchlastmessungen erzielten monolithische ZrO<sub>2</sub>-Kronen ohne Alterung Bruchlastwerte mit einem Mittelwert von 4425 N, mit Alterung von 4962 N. Bergamo *et al.* [156] konnten sogar Bruchlastwerte monolithischer Kronen aus ZrO<sub>2</sub> ohne Alterungssimulation bis zu 5722 N erreichen, nach Alterung im Thermolastwechsler

5618 N. Es wurde kein Unterschied durch die in-vitro Alterung im Thermoplastwechsler festgestellt, was sich in den Ergebnissen der aktuellen Studie der monolithischen ZrO<sub>2</sub>-Gerüste widerspiegelt. In der Studie von Schriwer *et al.* [157] wurden Bruchlastwerte monolithischer ZrO<sub>2</sub>-Kronen über 3000 N erreicht, allerdings wurde dabei der Grenzwert der Bruchlastuntersuchungen bereits bei 3200 N festgelegt.

Die CoCrMo-Legierung und ZrO<sub>2</sub> sind beide mit einem Elastizitätsmodul (E-Modul) von ca. 200 GPa angegeben [158, 159]. Der E-Modul beschreibt den Widerstand des Materials gegen seine elastische Verformung [160]. Die Eigenschaft der elastischen Verformbarkeit verbindet beide Materialien. Der Unterschied besteht in der plastischen Verformbarkeit. Keramiken sind spröde Werkstoffe und besitzen keine Plastizität. So zerbrechen keramische Werkstoffe beim Erreichen ihrer elastischen Verformbarkeit, wohingegen sich die Metalle zunächst plastisch verformen, bevor eine Fraktur des Werkstoffes erfolgt. Dies erklärt die höheren Bruchlastwerte von CoCrMo gegenüber dem spröden ZrO<sub>2</sub>.

Der Gerüstwerkstoff PEEK ist bereits seit 2011 auf dem Dentalmarkt zum Fräsen erhältlich [73] und kann als Alternative zu Oxidkeramiken und Legierungen verwendet werden [72]. Aktuell wurden mittlere Bruchlastwerte bei den initial getesteten monolithischen Kronen aus PEEK von 3184 N und bei den gealterten Kronen von 3008 N erzielt, wobei diese Werte durch die Studie von Kolbeck *et al.* [78] als bestätigt angesehen werden können, die Bruchlastwerte nach Simulation einer 5-jährigen Tragedauer zwischen 738 N und 4882 N erreichten. Stawarczyk *et al.* [79] veranschaulichten, dass es Unterschiede in Bruchlastwerten bei Brücken durch die Herstellungsart der PEEK Materialien gibt, wobei die gefrästen Brücken mit Bruchlastwerten von 2354 N die stabilsten waren, gefolgt von aus Pellets und Granulat gepressten Brücken. Somit sollte die hier verwendete CAD/CAM-Technik die beste Methode für die Untersuchungen zur Bruchlast verschiedenartig verblendeter und monolithischer Kronen aus PEEK darstellen.

Im Seitenzahnbereich können Männer Kaukräfte von ca. 285 N und Frauen von ca. 254 N erzielen, unabhängig vom Alter der Testpersonen [161]. Die in dieser Dissertation getesteten Prüfkörper überzeugten alle mit Bruchlastwerten über 1000 N (ausgenommen Sinfony/PEEK gealtert mit 690 N), so dass alle drei Gerüstmaterialien im Hinblick auf die Kaukräfte für die Tiefziehverblendung Verwendung finden könnten.

Die Ergebnisse der konventionellen Verblendtechnik verglichen mit der Tiefziehverblendung verdeutlichen, dass die Tiefziehverblendung nach Alterung nur der konventionellen Verblendtechnik mit Keramik auf CoCrMo bei den Bruchlastmessungen

signifikant nachsteht. Signifikant bessere Bruchlastwerte als die konventionelle Verblendtechnik erzielten BIO, DUR und ERK auf ZrO<sub>2</sub> initial und auf PEEK gealtert. Damit lässt sich die Hypothese, die Verblendtechnik zeige keinen Einfluss auf die Bruchlast unabhängig vom Gerüstwerkstoff und dem Alterungslevel, widerlegen.

In der Frakturbildanalyse wurde deutlich, dass bei den konventionell verblendeten Kronen auf CoCrMo die spröde Keramikverblendung frakturierte, bei ZrO<sub>2</sub> die spröde vollkeramische Gesamtrestauration und bei PEEK häufiger die Gesamtrestauration als nur die Kunststoffverblendung. Bei den Frakturbildern der Tiefziehverblendung auf CoCrMo erfolgte überwiegend bei BIO und ERK initial eine Deformation der Verblendfolie, wobei nach Alterung die Fraktur der Verblendfolie das vorherrschende Frakturbild darstellte. Durch die Lagerung der Prüfkörper im Thermolastwechsler könnte eine Versprödung der Tiefziehfolien BIO und ERK, bzw. eine Änderung der werkstoffkundlichen Eigenschaften durch Wasseraufnahme stattgefunden haben. Bei den Frakturbildern von ZrO<sub>2</sub> und PEEK mit BIO, DUR und ERK war die Fraktur der Gesamtrestauration jeweils das häufigste Frakturbild. Auch auf diesen zwei Gerüstwerkstoffen erfolgte nach Alterung eine Fraktur der Tiefziehverblendung von BIO und ERK. Dies zeigte sich jedoch nur an wenigen Prüfkörpern, was allerdings ebenso auf eine Veränderung der thermoplastischen Werkstoffeigenschaften nach in-vitro-Alterung hindeuten kann. Einzig bei DUR verblendeten Kronen auf CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> zeigten sich bei der Frakturbildanalyse nicht die veränderten Frakturbilder nach dem Thermolastwechsler. Alle drei Folien bestanden aus PET-G. Denkbar für die differenzierten Frakturbilder und Bruchlastwerte wären einerseits mögliche herstellerinterne Unterschiede bei der Produktion der Folien, andererseits der Verbund der Folien zum Gerüst. Dieser sollte für diese Dissertation durch jeweils abgestimmte Vorbehandlungen der Gerüste und Folien bestmöglich erfolgen. Derzeit sind allerdings keine Untersuchungen zum Verbund der Tiefziehfolien zum Gerüst erfolgt, so dass nachfolgende Forschungen wünschenswert wären.

Vor allem die Problematik des „chippings“ bei der konventionellen Verblendmethode könnte durch die Tiefziehverblendung umgangen werden. Einerseits können Fehlerquellen, die beim Schichten der Keramik vom Zahntechniker entstehen, vermieden werden, da der Tiefziehvorgang bei den heutigen Geräten zumeist vollautomatisiert ist. Andererseits haben Thermoplaste ein großes Eigenschaftsspektrum, das von spröde, über duktil, bis hin zu zähen Werkstoffeigenschaften reicht [162].

Auch die Verblendung des elastischen PEEK-Materials mit spröden Verblendkompositen birgt Risiken der Rissbildung und Abplatzung [71]. Taufall *et al.* [115] konnten

demonstrieren, dass die digitale Verblendung von dreigliedrigen PEEK-Brücken im Vergleich zu Verblendschalen und konventioneller Verblendmethode die höchsten Bruchlastwerte erzielte. Die Bruchlastwerte der konventionell verblendeten Brücken befanden sich mit einem Mittelwert initial bei 1138 N und gealtert bei 1008 N im Wertebereich der initial getesteten Kronen dieser Studie, die 1078 N erreichten. Die gealterten konventionell verblendeten PEEK-Kronen erzielten bei den aktuellen Untersuchungen nur 690 N, was jedoch an den Geometrieunterschieden zwischen Einzelkronen und Brücken liegen kann. Zum derzeitigen Zeitpunkt reichen die in-vitro Bruchlastuntersuchungen der Tiefziehverblendung, verglichen mit konventionellen Verblendmethoden nicht aus, um einen klinischen Einsatz der Tiefziehverblendung gegenüber den konventionellen Verblendmethoden zu verifizieren. Weitere in-vitro und in-vivo Untersuchungen sind notwendig, um neue Erkenntnisse über die Langzeitüberlebensrate der Tiefziehverblendung im Vergleich zur konventionellen Verblendung zu generieren.

Werden die monolithischen und konventionell verblendeten Kronen außer Acht gelassen, zeigen die Ergebnisse der Tiefziehfolien untereinander, dass BIO initial auf den beiden Gerüstwerkstoffen CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> signifikant bessere Bruchlastwerte im Vergleich zu ERK erzielte. BIO auf ZrO<sub>2</sub> initial getestet hat zusätzlich signifikant bessere Werte als DUR. Die Hypothese, innerhalb der Tiefziehverblendung zeige die Wahl der Tiefziehfolie keinen Einfluss auf die Bruchlast unabhängig vom Gerüstwerkstoff und dem Alterungslevel, ist somit widerlegt.

Da die Bruchlastversuche von diversen Einflüssen wie beispielsweise die Geometrien der Prüfkörper, Materialien, Stumpfdesign, Befestigungsmethoden, Vorschubgeschwindigkeit der Universalprüfmaschine und Position des Prüfkörpers abhängig sind [89, 112, 129, 131], kann dies eine Erklärung für signifikante Unterschiede zwischen den Tiefziehfolien sein, obwohl allesamt aus PET-G bestehen und eine Dicke von 1,0 mm haben.

Die Folien wurden mittels Infrarotstrahler aufgeheizt. Diese Technik soll die Thermoplasten nicht nur oberflächlich, sondern auch in der Tiefe erwärmen [44, 46]. In der Studie von Mizuhashi *et al.* [163] wurde dargestellt, wie wichtig die exakten Temperaturen der Folien beim Tiefziehvorgang sind, indem durch Erhöhung der Tiefziehtemperatur eine bessere Passung des Sportmundschutzes erfolgte. Die Folien BIO und DUR wurden in der vorliegenden Arbeit jeweils 90 s erhitzt, wobei die Tiefziehparameter per Code eingescannt wurden. Die Folie ERK wurde stattdessen nur 65 s lang erhitzt und die

Parametereinstellungen erfolgten manuell. Folglich könnte die Folie ERK beim Tiefziehvorgang nicht die nötigen Temperaturen aufgrund der verkürzten Aufheizphase erreicht haben. Dies könnte eine Erklärung für die signifikant besseren Ergebnisse bei BIO sein, allerdings ist fraglich, weshalb DUR nicht ebenso signifikant bessere Bruchlastwerte erzielte.

Takahashi *et al.* [164] fanden heraus, dass ein Dauergebrauch der Tiefziehgeräte zu einer Dickenänderung von Sportmundschutz führte. Es wurde nach einer Wartezeit von 5 Min. und 10 Min. zur Kontrollgruppe erneut tiefgezogen. Trotz verkürzter Aufheizzeit der Tiefziehfolien nach 5 Min. zur Kontrollgruppe wurden höhere Temperaturen auf den Folien vor dem Tiefziehvorgang im Vergleich zur Kontrollgruppe gemessen. Dünnere Sportmundschutz resultierte. Bei einer Wartezeit von 10 Min. zum vorherigen Tiefziehvorgang konnte kein Unterschied beim Mundschutz zur Kontrollgruppe festgestellt werden. In dieser Dissertation erfolgten die Tiefziehvorgänge ohne Intervalle. Dies könnte nach mehrmaligem Tiefziehen hintereinander zu unterschiedlichen Ergebnissen in der Bruchlastuntersuchung durch verschiedenen Verblenddicken geführt haben. Bei nachfolgenden Studien sollten einheitliche Abkühlphasen der Tiefziehgeräte eingehalten werden, damit eine Verfälschung der Ergebnisse ausgeschlossen werden kann.

Der Tiefziehvorgang erfolgte mit einem Druckformgerät. Mizuhashi *et al.* [48] stellten fest, dass die Passung von Sportmundschutz mit Druckformgeräten besser war als mit Vakuumformgeräten. Zudem zeigten sie, dass sich der Mundschutz im Bereich der ersten Molaren mit Vakuumtechnik dicker darstellte als mit Druckformtechnik. Nachfolgende Untersuchungen zur Tiefziehverblendung könnten aufzeigen, ob signifikante Unterschiede zwischen Vakuum- und Druckformgeräten in der Verblenddicke bzw. -passung bestehen. Eine weitere Möglichkeit für die signifikant größeren Bruchlastwerte der BIO Folien initial auf CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> sind die vom Hersteller unterschiedlichen Produktionsprozesse der Folien, oder firmeninterne Details, die der aktuellen Studie nicht vorliegen.

Zudem muss die in-vitro Alterung im Thermolastwechsler eine Veränderung bei den Tiefziehfolien verursacht haben. Es ergaben sich signifikant geringere Bruchlastwerte für BIO auf CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> nach Alterung im Thermolastwechsler. Die Hypothese, eine Alterung führe nicht zur Abnahme der Bruchlast unabhängig vom Gerüstwerkstoff und der Verblendtechnologie, ist zu verwerfen. In der Wissenschaft sind derzeit keine standardisierten Parameter zur Simulation einer Alterung allgemein gültig. Festsitzender Zahnersatz wird thermischen Veränderungen im feuchten Mundmilieu ausgesetzt, wobei physikochemische Veränderungen in den Materialien erfolgen können [121, 122]. Die zu

untersuchenden Prüfkörper wurden einem beschleunigten Alterungsprozess unterzogen, indem sie jeweils in 5 °C kaltes und 55 °C warmes Wasserbecken mit einer Verweildauer von 20 s getaucht wurden. Der Thermolastwechsler brachte zwei Phänomene mit sich, die auf die Prüfkörper wirkten: Eine Wasseraufnahme und die Temperaturbelastung [165]. Die Wasseraufnahme kann sowohl zur Veränderung der mechanischen Eigenschaften als auch zur Dimensionsänderung führen [21, 165, 166]. Thermische Spannungen entstehen durch die häufige Temperaturänderung und die daraus resultierende thermische Expansion und Schrumpfung des Materials [165]. Etwaige Strukturumwandlungen der Polymere oder eine Versprödung der Folie durch die Alterungssimulation sind denkbar. Ahn *et al.* [11] fanden heraus, dass eine Härtesteigerung und steifere Schienen nach sechsmonatiger Tragedauer durch Erhöhung des Elastizitätsmoduls resultierten. Die mögliche Versprödung und Steigerung des E-Moduls nach künstlicher Alterung spiegelt sich in der Frakturbildanalyse der mit BIO verblendeten CoCrMo-Kronen wieder, welche initial hauptsächlich eine Deformation der Tiefziehfolie aufweisen. Nach Alterung war jedoch die Verblendfraktur das vorherrschende Frakturbild. Es ist also nicht auszuschließen, dass ein klinischer Einsatz der tiefziehverblendeten Kronen zu einer vorzeitigen Fraktur der Verblendfolie führt.

### **Abrasionsbeständigkeitsmessungen**

Im Rahmen der statistischen Auswertung der Ergebnisse nach 1,2 Mio. Kauzyklen kann bei den Abrasionsbeständigkeitsmessungen festgestellt werden, dass die Tiefziehfolie BIO den größten Volumenverlust aller Verblendmaterialien aufzeigte, gefolgt von DUR. Der Substanzverlust bei ERK entsprach den konventionellen Verblendkeramiken VITA VM9 und VITA VM13, jedoch nicht dem Verblendkunststoff Sinfony. Der größte Volumenverlust bei den Antagonisten aller Verblendmaterialien stellte sich für BIO heraus. Die Verblendkeramik VITA VM9 führte beim Antagonisten zu signifikant größeren Substanzverlusten als bei der Folie DUR. Aufgrund dieser Tatsachen wurde die fünfte Nullhypothese widerlegt, da die Verblendtechnik einen Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit des Materials selbst und des Antagonisten aufwies. Innerhalb der Tiefziehverblendung zeigten BIO und DUR signifikant größere Volumenverluste als ERK. Jedoch ergaben sich für die Antagonisten der Folien keine signifikant unterschiedlichen Substanzverluste, so dass bei der Tiefziehverblendung die Wahl der Tiefziehfolie Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit des Materials selbst, aber nicht auf den Antagonisten hat.

Die Antagonisten bestanden aus nichtrostendem austenitischem Chrom-Nickel-Stahl. Der Volumenverlust der Antagonisten befand sich bei der in-vitro Verschleißsimulation bei den Verblendmaterialien in einem engen Wertebereich, so dass davon auszugehen ist, dass die Tiefziehverblendung am Antagonisten keine negativeren Auswirkungen bezüglich des Verschleißes bedingt als die bisherigen keramisch und kunststoffbasierten Verblendmaterialien. Im Gegenteil, bei DUR erfolgte ein signifikant geringerer Substanzverlust als bei VITA VM9, wobei dieses Ergebnis in weiteren Abrasionsstudien verifiziert werden müsste, da die Verblendfolien BIO und ERK aus demselben Material wie DUR bestehen, diese jedoch keine Signifikanz gegenüber VITA VM9 aufzeigten. Eine Erklärung für den geringeren Substanzverlust des Antagonisten auf DUR könnte das subjektive Einschätzen des korrekten Überlagerns der Punkte des Referenzbildes mit dem Kontrollbild beim Matchvorgang sein. Eine Überlagerung mit einer Standardabweichung unter 15 std.dev konnte als „exakt“ bezeichnet werden. Diese Fehlerquelle war bei den Prüfkörpern deutlich geringer als bei den Antagonisten, da bei diesem Vorgang kein Referenzbild vor den Abrasionsmessungen gescannt werden musste. Stattdessen wurden die Volumenverluste bei den Prüfkörpern gegen eine Referenzebene errechnet, so dass die Bestimmung gleicher Punkte beim Matchvorgang entfiel. Zudem mussten zur Oberflächenerfassung durch den Laserscan die Antagonisten und die Prüfkörper mit Scanspray möglichst gleichmäßig und dünn besprüht werden. Dieser Vorgang bedingte zwangsläufig einen Materialauftrag der die Werte verfälscht haben könnte. Selbst beim gewissenhaftesten Auftragen von Scanspray ist in etwa mit 10 µm zu rechnen [135].

Überlegenswert wäre auch, ob bei nachfolgenden in-vitro Untersuchungen zum Verschleiß der Verblendfolien die Antagonisten aus Steatit oder natürlichem Zahnschmelz bestehen sollten, um weitere Erkenntnisse zu erlangen, die der in-vivo Situation näherkommen. Allerdings gibt es in der Wissenschaft keine Einigkeit darüber, welches Antagonistenmaterial wann und wie verwendet werden soll [141].

Unter den Verblendmaterialien erzielte die Tiefziehfolie ERK gleiche Ergebnisse wie die Verblendkeramiken VITA VM9 und VITA VM13. Dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass ein klinischer Einsatz der Tiefziehverblendung mit ERK bezogen auf den Volumenverlust möglich wäre. Die Folie BIO ist mit einer Rockwell-Härte von 104-107 [30] angegeben. DUR weist eine Rockwell-Härte von 115 auf [35] und ERK 120 [167]. Die Härte ist definiert als „der mechanische Widerstand, den ein Werkstoff der mechanischen Eindringung eines anderen Körpers entgegensetzt“ und ist ein Maß für die

Abrasionsbeständigkeit von Werkstoffen [168]. Die geringere Härte von BIO gegenüber DUR und ERK könnte eine Erklärung für den größten Volumenverlust bei BIO unter den Tiefziehfolien sein. DUR erwies sich unter den Folien mit den zweithöchsten Abrasionswerten. Dies lässt sich wiederum durch die geringere Härte gegenüber ERK erklären. Zusätzlich besitzt BIO von allen drei Thermoplasten das geringste Elastizitätsmodul. Für BIO wird ein E-Modul von 2020 MPa [30], DUR und ERK ein E-Modul von 2200 MPa [35, 39] angegeben. Je höher der E-Modul ist, desto steifer ist der Werkstoff und desto mehr Widerstand zeigt der Werkstoff gegenüber seiner elastischen Verformung [169]. Dies könnte durch die größere elastische Verformung in Kombination der geringeren Werkstoffhärte bei BIO zu mehr Volumenverlust geführt haben.

Bei allen Prüfkörpern erfolgte, bevor sie in den Kausimulator eingespannt wurden, eine Politur im Poliergerät. Allerdings unterschieden sich die Parameter Anpressdruck, Polierzeit und Feinheit der Polierfolie zwischen den Verblendtechniken. Innerhalb einer Verblendart erfolgte bei allen Prüfkörpern jedoch eine identische Politur. Den unterschiedlichen Polierparametern zugrundeliegend war die visuelle Einschätzung der glatt polierten Prüfkörperoberfläche. Diese subjektive Bestimmung führte beispielsweise zu einem 10 N größeren Anpressdruck bei VM9 und VM13 als bei BIO, DUR, ERK und Sinfony. Dies könnte bereits zu unterschiedlichen Ausgangsdicken der zuvor identisch 1 mm dicken Prüfkörpern geführt haben. Unterschiedliche Ausgangsdicken könnten eine unterschiedliche Abrasionsbeständigkeit bedeuten und die Werte der Abrasionsbeständigkeitsmessungen verfälscht haben. Standardisierte Polierparameter sollten bei weiteren Untersuchungen eingehalten werden.

Amorphe Polymere wie PET-G haben zwar gute mechanische und optische Eigenschaften, lassen sich entsprechend gut tiefziehen und weisen eine gewisse Dimensionsstabilität auf [13], jedoch sind Thermoplaste allgemein empfindlich gegenüber Temperaturen und Feuchtigkeit. Die als Hydrolyse bekannte chemische Reaktion von Wasser mit Polymeren, sowie die Wasseraufnahme der Materialien können physikalisch-chemische Veränderungen im Material bedingen. Lösungsmittel können, je nach deren Zusammensetzung, zur Quellung sowie zur Zersetzung der Thermoplaste führen [19, 24]. Eine Plastifikation gewisser Thermoplaste kann durch Alkohol bedingt werden. Zusätzlich können in-vivo aufgrund der Bildung von Esterase-Enzymen durch Mikroorganismen Polymere abgebaut werden [24]. Diese Art von Verschleiß wurde in der vorliegenden Dissertation nicht verfolgt. Die Materialien der Abrasionsbeständigkeitsmessungen wurden weder über längere Zeit in Wasser gelagert, noch in-vivo getestet. Ebenso wenig kamen die

Folien mit Lösungsmitteln oder Chemikalien in Kontakt. Wasser wurde allerdings als Schmiermittel im Kausimulator verwendet, um den klinisch stetigen Wechsel der Mundhöhlentemperatur und den intraoralen Zustand zu imitieren. Das Co-Polymer PET-G weist eine hohe Wasserabsorptionsrate auf [11, 21] und die Folien BIO, DUR und ERK sind mit einer Wasseraufnahme von 0,2 % innerhalb von 24 Stunden angegeben [30, 35, 39]. In einer Studie von Zhang *et al.* [13] wurden BIO und ERK im Vergleich zu einer PETG/PC/TPU-Polymermischung auf ihre jeweilige Wasserabsorptionsrate nach sechs unterschiedlichen Zeitpunkten getestet, wobei BIO und ERK innerhalb der ersten 48 h deutlich mehr Wasser absorbierten als die Polymermischung. In einer anderen Studie von Ryokawa *et al.* [21] landete DUR als PET-G Vertreter nach zweiwöchiger Wasserlagerung direkt hinter PUR (Polyurethan) an zweiter Stelle. Durch den integrierten Thermoplastwechsler wurden die Prüfkörper zyklisch Warm- und Kaltwasser ausgesetzt. Dies kann nicht nur zur Quellung der Thermoplaste führen, sondern zusätzlich zur Bildung innerer Spannungen, die eine Ermüdung des Materials mit sich bringen können. Aufgrund der starken Quellungsneigung der Thermoplaste könnten die Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeitsmessungen durch den integrierten Thermoplastwechsler verfälscht worden sein.

Gardner *et al.* [24] stellten bei in-vitro Verschleißsimulationsuntersuchungen von Retainern fest, dass das Co-Polymer PET-G eine 3,7-fach bessere Verschleißbeständigkeit als Polypropylen hat. In einer in-vivo Studie von Ahn *et al.* [11] wurden Retainer aus thermoplastischen Materialien auf deren Verschleiß nach zweiwöchiger und sechsmonatiger Tragezeit getestet. Dabei wurde aufgezeigt, dass das langfristige Tragen dieser Retainer zu mehr Verschleiß führte, als die zweiwöchige Tragezeit. Besonders die Kauflächen wurden beansprucht, wobei der Seitenzahnbereich mehr als der Frontzahnbereich betroffen war. Dort wurden die größten Unregelmäßigkeiten wie Risse, Verzerrungen und amorphe Ablagerungen gefunden. Nach sechsmonatiger in-vivo Testung konnte eine Verdopplung der Oberflächenrauheit im Vergleich zur kurzweiligen Tragedauer festgestellt werden. Da es sich in dieser Dissertation um eine neue Verblendmöglichkeit von Kronen handelt, muss bei klinischem Einsatz mit einer in-vivo Tragezeit von mehr als sechs Monaten ausgegangen werden. Bei den vorliegenden Ergebnissen der Abrasionsbeständigkeitsmessungen erfolgten keinerlei in-vivo Verschleißtests. Die Daten beruhen auf dem 2-Körper-Verschleißtest im Kausimulator, welcher lediglich eine Tendenz zum Verschleißverhalten widerspiegelt [145]. Auch in der Studie von Schuster *et al.* [170] kam es nach intraoralem Einsatz von Invisalign zu

Rissbildungen und Verzerrungen sowie zur Abnutzung von Kontaktpunkten und Absorption von proteinhaltigem Material. Bedacht werden muss, dass ein großer Unterschied zwischen Simulation intraoraler Bedingungen und real klinischen Situationen besteht. Die aktuellen Untersuchungen dieser Dissertation berücksichtigten weder Degradationseffekte durch Speichel noch die klinische Mundsituation mit Mikroorganismenenzymen. Festsitzender Zahnersatz aus thermoplastischen Materialien ist anders als kieferorthopädische herausnehmbare Geräte der täglichen Reinigung der Zähne mit Zahnpasta und Zahnbürste ausgesetzt. Aus diesem Grund wäre zu überlegen, durch Zahnbürstensimulationen weitere Erkenntnisse über das Abrasionsverhalten der Thermoplaste zu erlangen, zusätzlich aber auch die Reinigung thermoplastischer Tiefziehfolien zu untersuchen. Derzeit ist bekannt, dass auf kieferorthopädischen Geräten durch Verschleiß eine derartige Oberflächenveränderung stattfindet, dass eine Adhäsion von *Streptococcus mutans* und *Lactobacillus*-Kolonien erfolgt [171]. Eine Reinigung mit Zahnbürste und Zahnpasta führte in der Studie von Shpack *et al.* [172] zur größten Biofilmanhaftung. Laut Herstellerangaben von Erkodent GmbH werden für herausnehmbare Geräte aus Tiefziehfolien spezielle Reinigungstabletten, Seifen und Spülmittel empfohlen [25].

Weitere Langzeituntersuchungen zur in-vitro und in-vivo Abrasionsbeständigkeit verschiedenster Thermoplaste und deren Reinigungsmöglichkeiten wären von großer Notwendigkeit. Ebenfalls wünschenswert ist die Entwicklung neuartiger thermoplastischer Folien mit besseren Abrasionsbeständigkeiten, geringerer hygroskopischer Empfindlichkeit, jedoch mit gleichbleibender einfacher Handhabung und guten Eigenschaften beim Tiefziehvorgang.

## 7. Schlussfolgerung

Im eingeschränkten Rahmen dieser Untersuchungen lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

Der Gerüstwerkstoff hat signifikanten Einfluss auf die Bruchlast, ebenso die Alterung im Thermolastwechsler. Basierend auf den Ergebnissen kann CoCrMo als der Gerüstwerkstoff mit der größten Widerstandskraft gegen die einwirkende Kraft/Kaukraft angesehen werden, gefolgt von ZrO<sub>2</sub> und PEEK. Die monolithischen, konventionell und tiefziehverblendeten CoCrMo-Kronen erzielten die größten Bruchlastwerte, jeweils initial und nach Alterung. Möchte man zwischen konventioneller Verblendung und Tiefziehverblendung für klinische Situationen abwägen, so ist nach Alterung im Thermolastwechsler auf CoCrMo die Keramikverblendung zu empfehlen. Bei ZrO<sub>2</sub> zeigten sich keine signifikanten Unterschiede, so dass beide Verblendmethoden in Erwägung gezogen werden können. Signifikant bessere Bruchlastwerte als die konventionelle Kunststoffverblendung auf PEEK erzielten BIO, DUR und ERK. Innerhalb der Tiefziehfolien konnte nur ohne Alterung die Überlegenheit der BIO-Folie gegenüber DUR und ERK auf CoCrMo und ZrO<sub>2</sub> festgestellt werden, so dass nach Alterung im Thermolastwechsler die drei PET-G Folien unterschiedlicher Hersteller als gleichwertig angesehen werden können.

Betrachtet man die Abrasionsergebnisse der Verblendmaterialien, so zeigt ERK gleichwertige Resultate wie VITA VM9 und VITA VM13, nur Sinfony erzielte signifikant geringere Volumenverluste. BIO und DUR erfuhren signifikant größere Abrasionsergebnisse als ERK, ebenso VITA VM9, VITA VM13 und Sinfony. Bei den Antagonisten ist zu vermerken, dass zwischen den Verblendmaterialien äquivalent geringe Volumenverluste zu verzeichnen waren. DUR konnte sogar als Verblendfolie signifikant geringeren Antagonistenverschleiß aufweisen als die Verblendkeramik VITA VM9.

Werden die Bruchlastwerte mit den Ergebnissen der Abrasionsstudie kombiniert, ergeben sich für die Verblendung auf den drei Gerüstwerkstoffen nach in-vitro Alterungssimulation folgende Empfehlungen:

- CoCrMo mit VITA VM13 verblenden,
- ZrO<sub>2</sub> mit ERK oder mit VITA VM9 verblenden,
- PEEK mit ERK verblenden.

## 8. Zusammenfassung

In dieser Dissertation wurden monolithische, konventionell und tiefziehverblendete Kronen aus drei verschiedenen Gerüstmaterialien auf deren Bruchlast getestet, wobei eine Hälfte der Prüfkörper zuvor einer künstlichen Alterungssimulation im Thermolastwechsler bei 10.000 Zyklen unterzogen wurde. Dies entsprach einer klinischen Situation von einem Jahr Tragezeit. Zur Erkenntnisgewinnung über das Abrasionsverhalten der Verblendmaterialien wurden diese bei 1.200.000 Kauzyklen im Kausimulator mit integriertem Thermolastwechsler getestet. Die Antagonisten bestanden aus nichtrostendem austenitischem Chrom-Nickel-Stahl.

Mit Hilfe der generierten Messwerte sollte überprüft werden, ob die neuartige Verblendtechnik mit thermoplastischen Tiefziehfolien Bruchlasten erreicht, welche mit konventionell verblendeten Kronen oder monolithischen Kronen vergleichbar sind und welchen Einfluss der Gerüstwerkstoff auf die Bruchlast der Kronen hat. Zusätzlich war von Interesse, ob die in-vitro-Alterung Auswirkung auf die Bruchlasten zeigt. Die Tiefziehfolien waren allesamt aus PET-G, lediglich die Hersteller unterschieden sich. Diesbezüglich wurden die Bruchlastergebnisse der Kronen mit Verblendfolien untereinander verglichen und beobachtet, ob signifikante Unterschiede resultierten. Weiterhin sollten Unterschieden im Abrasionsverhalten der verschiedenen Materialien aufgezeigt werden.

Bei den Bruchlastmessungen konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gerüstwerkstoffen festgestellt werden. CoCrMo erzielte die höchsten Bruchlastwerte, gefolgt von ZrO<sub>2</sub> und PEEK bei den monolithischen, konventionell verblendeten und tiefziehverblendeten Kronen sowohl initial und gealtert. Auch bei der Verblendtechnik stellten sich signifikante Unterschiede dar. Die Tiefziehverblendung erzielte auf CoCrMo geringere Bruchlastwerte als die konventionelle Verblendkeramik, unabhängig von der Alterung. ZrO<sub>2</sub>-Kronen mit Tiefziehfolien verblendet konnten initial signifikant bessere Bruchlastwerte erzielen als die konventionelle Verblendung. Nach Alterungssimulation resultierten gleichwertige Bruchlastergebnisse. PEEK mit Thermoplasten verblendet erzielte initial gleich gute Ergebnisse wie die klassische Kunststoffverblendung. Nach Alterung überzeugte die Tiefziehverblendung mit signifikant größeren Bruchlastwerten. Innerhalb der Tiefziehfolien hielten die initialen CoCrMo- und ZrO<sub>2</sub>-Prüfkörper mit BIO verblendet signifikant den größten Bruchlastkräften stand. Nach Alterung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen BIO, DUR und ERK festgestellt werden.

Die Ergebnisse der Abrasionsuntersuchungen machten deutlich, dass bei ERK der geringste Volumenverlust unter den Verblendfolien zu verzeichnen war. Zudem erzielte ERK Volumenverlustwerte, die sich im Bereich der beiden Verblendkeramiken VITA VM9 und VITA VM13 befanden, lediglich Sinfony konnte mit einem geringeren Abrasionsverhalten überzeugen. Die Antagonisten der Verblendmaterialien zeigten sich allesamt mit gleichen Abrasionsergebnissen, nur beim Antagonisten auf DUR erfolgte ein signifikant geringerer Substanzverlust als auf VITA VM9.

In Kombination der Bruchlastergebnisse mit den Abrasionsbeständigkeitsmessungen kann festgestellt werden, dass die Tiefziehverblendung eine neuartige Alternative zur konventionellen Verblendmethode darstellt. Vor allem nach Alterungssimulation im Thermolastwechsler und unter Berücksichtigung der Abrasionsergebnisse steht fest, dass die Tiefziehfolie ERK auf  $ZrO_2$  ebenbürtige Ergebnisse wie eine keramisch verblendete  $ZrO_2$ -Krone erzielen kann. Bei PEEK sind sogar bessere Resultate als bei der Kunststoffverblendung zu erwarten. Bei CoCrMo ist derzeit die konventionelle Verblendmethode die wohl bessere Möglichkeit einen ästhetischen Zahnersatz herzustellen. Klinische (Langzeit-)Studien, die die neuartige Tiefziehverblendung untersuchen, liegen zurzeit noch nicht vor. Entsprechende in-vivo Untersuchungen wären notwendig, um die Ergebnisse dieser Dissertation zu untermauern. Thermoplaste werden aktuell in der Zahnheilkunde nur in Form von herausnehmbaren Geräten oder Schienen angewendet, so dass weitere Untersuchungen über die mechanischen Eigenschaften, Abrasionsbeständigkeiten, Quellungsverhalten und Reinigungsmöglichkeiten dieser Werkstoffgruppe für feststehendem Zahnersatz wichtige Erkenntnisse bringen könnten.

## 9. Literaturverzeichnis

- [1] Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17(8):779-782, 784-776 passim; quiz 794.
- [2] Yilmaz Savas T, Aykent F. Effect of Veneering Techniques on Shear and Microtensile Bond Strengths of Zirconia-Based All-Ceramic Systems. *J Adhes Dent.* 2017;507-515.
- [3] Teichmann M, Wienert AL, Ruckbeil M, Weber V, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and chipping rates and clinical quality grading of zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2018.
- [4] Eichberger M, Edelhoff D, Schäfer J, Schweiger J, Stawarczyk B. Die Tiefziehverblendung. *Quintessenz Zahntechnik.* 2014;40(5):548-569.
- [5] Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31(6):624-639.
- [6] Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015;42(6):467-480.
- [7] Erkodent. Erkodent Homepage, URL: <https://www.erkodent.de/de/dental/index.html> (Zugriff 27.07.2018).
- [8] SCHEU DENTAL. SCHEU DENTAL Homepage, URL: <https://www.scheu-dental.com/start/> (Zugriff 27.07.2018).
- [9] Dreve Dentamid. Dreve Dentamid Homepage, URL: <https://dentamid.dreve.de/de/produkte/tiefziehtechnik/> (Zugriff 27.07.2018).
- [10] Schwarzmann P. *Thermoformen in der Praxis.* 2 ed: Hanser; 2008. 334 p.
- [11] Ahn HW, Ha HR, Lim HN, Choi S. Effects of aging procedures on the molecular, biochemical, morphological, and mechanical properties of vacuum-formed retainers. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;51:356-366.
- [12] Gould TE, Piland SG, Shin J, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: physical and mechanical properties of commercialized products. *Dent Mater.* 2009;25(6):771-780.
- [13] Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954-959.
- [14] Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(2):228-234; quiz 328.e221.
- [15] Lindauer SJ, Shoff RC. Comparison of Essix and Hawley retainers. *J Clin Orthod.* 1998;32(2):95-97.
- [16] Cerny R, Lloyd D. Dentists' opinions on orthodontic retention appliances. *J Clin Orthod.* 2008;42(7):415-419.
- [17] Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013;29(1):51-58.
- [18] Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2011;121(9):804-816.
- [19] Abts G. *Kunststoff-Wissen für Einsteiger:* Hanser; 2014. 236 p.
- [20] Weißbach W, Dahms M, Jaroschek C. *Werkstoffe und ihre Anwendungen.* Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2018. 1 Online-Ressource (XIX, 601 S. 393 Abb) p.

- [21] Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthodontic Waves*. 2006;65(2):64-72.
- [22] ZWPOnline, Tiefziehtechnik feiert Geburtstag - 50 Jahre BIOSTAR, URL: <https://www.zwp-online.info/zwpnews/dental-news/branchenmeldungen/tiefziehtechnik-feiert-geburtstag-50-jahre-biostar> 2017 (Zugriff 24.07.2018).
- [23] Eichberger M, Jansen J, Letz I, Liebermann A, Lutz A, Lümckemann N, et al. IDS 2017 - ein Rundgang. *Quintessenz Zahntech*. 2017;43(6):1-6.
- [24] Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(3):294-297.
- [25] Erkodent. Tiefziehtechnik, URL: [https://www.erkodent.de/documents/products/tztbroschD\\_2018.pdf](https://www.erkodent.de/documents/products/tztbroschD_2018.pdf). 2018.
- [26] Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Variations in mouthguard thickness according to fabrication method. *Dent Traumatol*. 2015;31(2):130-135.
- [27] Dreve Dentamid. Produktdatenblatt Bio Bleach hard, URL: <https://dentamid.dreve.de/media/uploads/technischedatenblaetter/biobleach-hard-tds-d.pdf> (Zugriff 01.08.2018).
- [28] Dreve Dentamid. Produktdatenblatt Biolit D, URL: <https://dentamid.dreve.de/media/uploads/technischedatenblaetter/biolitd-tds-d.pdf> (Zugriff 01.08.2018).
- [29] Dreve Dentamid. Produktdatenblatt Drufofen H, URL: [https://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/technische\\_datenblaetter/drufofenh-tds-d.pdf](https://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/technische_datenblaetter/drufofenh-tds-d.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [30] Dreve Dentamid. Produktdatenblatt Biolon, URL: [https://dentamid.dreve.de/media/uploads/technischedatenblaetter/TDS\\_Biolon\\_DE.pdf](https://dentamid.dreve.de/media/uploads/technischedatenblaetter/TDS_Biolon_DE.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [31] Dreve Dentamid. Produktdatenblatt Drufoplast, URL: [https://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/technische\\_datenblaetter/drufoplast-tds-d.pdf](https://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/technische_datenblaetter/drufoplast-tds-d.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [32] Dreve Dentamid. Produktdatenblatt Drufosoft, URL: [https://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/technische\\_datenblaetter/drufosoft-tds-d.pdf](https://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/technische_datenblaetter/drufosoft-tds-d.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [33] SCHEU DENTAL. Produktdatenblatt COPYPLAST, URL: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-COPYPLAST\\_Original\\_3052.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-COPYPLAST_Original_3052.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [34] SCHEU DENTAL. Produktdatenblatt HARDCAST, URL: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-HARDCAST\\_Original\\_3077.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-HARDCAST_Original_3077.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [35] SCHEU DENTAL. Produktdatenblatt DURAN, URL: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-DURAN\\_Original\\_3057.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-DURAN_Original_3057.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [36] SCHEU DENTAL. Produktdatenblatt IMPRELON, URL: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-IMPRELON\\_Original\\_3082.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-IMPRELON_Original_3082.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [37] SCHEU DENTAL. Produktdatenblatt BIOPLAST, URL: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-BIOPLAST\\_Original\\_3035.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/0/3/Produktdatenblatt-BIOPLAST_Original_3035.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [38] Erkodent. Gebrauchsanleitung Erkolen, URL: [https://www.erkodent.de/documents/products/Erkolen\\_DE.pdf](https://www.erkodent.de/documents/products/Erkolen_DE.pdf) (Zugriff 01.08.2018).

- [39] Erkodent. Gebrauchsanleitung Erkodur, URL: [https://www.erkodent.de/documents/products/Erkodur\\_DE.pdf](https://www.erkodent.de/documents/products/Erkodur_DE.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [40] Erkodent. Gebrauchsanleitung Erkoflex, URL: [https://www.erkodent.de/documents/products/Erkoflex\\_DE.pdf](https://www.erkodent.de/documents/products/Erkoflex_DE.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [41] Erkodent. Gebrauchsanleitung Erkodur-S, URL: [https://www.erkodent.de/documents/products/ErkodurS\\_DE.pdf](https://www.erkodent.de/documents/products/ErkodurS_DE.pdf) (Zugriff 01.08.2018).
- [42] WIKIPEDIA. Die freie Enzyklopädie. URL: <https://de.wikipedia.org/wiki/Wärmeformbeständigkeit> (Zugriff 01.08.2018).
- [43] Yonehata Y, Maeda Y, Machi H, Sakaguchi RL. The influence of working cast residual moisture and temperature on the fit of vacuum-forming athletic mouth guards. *J Prosthet Dent.* 2003;89(1):23-27.
- [44] SCHEU DENTAL. Katalog für die Tiefziehtechnik - Materialien, Laborgeräte und Zubehör, URL: [http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/2/TZT\\_BRO\\_0333\\_DE\\_Original\\_2949.pdf](http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/2/TZT_BRO_0333_DE_Original_2949.pdf) (Zugriff 02.08.2018).
- [45] Erkodent. Erkopress ci\_motion, URL: [https://www.erkodent.de/de/dental/erkopress\\_ci\\_motion.html](https://www.erkodent.de/de/dental/erkopress_ci_motion.html) (Zugriff 02.08.2018).
- [46] Erkodent. Erkodent Tiefziehgeräte, URL: [https://www.erkodent.de/documents/products/thermoprosp\\_DE\\_2018.pdf](https://www.erkodent.de/documents/products/thermoprosp_DE_2018.pdf) (Zugriff 02.08.2018).
- [47] Erkodent. Erkoform-3d motion, URL: [https://www.erkodent.de/de/dental/erkoform\\_3d\\_motion.html](https://www.erkodent.de/de/dental/erkoform_3d_motion.html) (Zugriff 02.08.2018).
- [48] Mizuhashi F, Koide K. Formation of vacuum-formed and pressure-formed mouthguards. *Dent Traumatol.* 2017;33(4):295-299.
- [49] Kern M. Innovative Werkstoffe und CAD/CAM-Verarbeitung. *Digital Dental News.* 2013;7:52-62.
- [50] Edelhoff D, Fischer J, Kern M, Stawarczyk B, Tischert J, Weber W. ZrO<sub>2</sub>-und die richtige Bezeichnung ist. *Quintessenz Zahntechnik.* 2011;37(2):162-168.
- [51] Tinschert J, Baltzer A. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien.* Köln: Dt. Zahnärzte-Verl.; 2007. XII, 261 S. : p.
- [52] Rinke S. *Vollkeramik: ein Praxiskonzept: Quintessenz;* 2011.
- [53] Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. *Keramik-Vollkeramik–Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin.* 3M Espe. 2004.
- [54] Jansen J, Lümke N, Stawarczyk B. ZMK. Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um? URL: [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/bringt-uns-das-angebot-an-zirkonoxid-noch-um\\_\\_5612.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/bringt-uns-das-angebot-an-zirkonoxid-noch-um__5612.html). 2017 (Zugriff 25.11.2018).
- [55] Kern M. Zirkon ist nicht gleich Zirkon, URL: [https://www.ag-keramik.de/fileadmin/images/ag-keramik/wissenschaft/DGCZ\\_Masterkurs\\_2018\\_Leipzig..pdf](https://www.ag-keramik.de/fileadmin/images/ag-keramik/wissenschaft/DGCZ_Masterkurs_2018_Leipzig..pdf). 2018 (Zugriff 25.11.2018).
- [56] Stawarczyk B, Lümke N. *Keramische Werkstoffe in der festsitzenden Prothetik,* URL: [http://www.qdent-magazin.de/qdent\\_2017\\_01\\_s0029.pdf](http://www.qdent-magazin.de/qdent_2017_01_s0029.pdf). qdent-magazin. 2017 (Zugriff 25.11.2018).
- [57] Kieschnick A. Die Klassifizierung von monolithischem Zirkonoxid, URL: [https://www.dentaletexte.de/werkstoffkunde\\_zirkonoxid/](https://www.dentaletexte.de/werkstoffkunde_zirkonoxid/). 2017 (Zugriff 25.11.2018).
- [58] Stachulla G. *Materialwissen 4.0: Die nächste Generation Zirkoniumdioxid,* URL: [https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/materialwissen-4.0-die-naechste-generation-zirkoniumdioxid-\\_\\_3763.html](https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/materialwissen-4.0-die-naechste-generation-zirkoniumdioxid-__3763.html). *Zahntechnik Magazin.* 2016 (Zugriff 25.11.2018).
- [59] 3MESPE. *Zirkonoxid ist nicht gleich Zirkonoxid. Expertise - Wissenschaftliche Fakten*

- URL: [http://multimedia3mcom/mws/media/5988300/lava-espertise-zirkonoxid-ist-nicht-gleich-zirkonoxid-flyerpdf?fn=Lava\\_Esper\\_Zirkonox\\_Flyer\\_Dpdf](http://multimedia3mcom/mws/media/5988300/lava-espertise-zirkonoxid-ist-nicht-gleich-zirkonoxid-flyerpdf?fn=Lava_Esper_Zirkonox_Flyer_Dpdf)  
2007 (Zugriff 28.06.2018).
- [60] Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, et al. Vollkeramik auf einen Blick - Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 5 ed2012.
- [61] Strub JR. Curriculum Prothetik. Berlin [u.a.]: Quintessenz-Verl.; 2011. XXXII S., S. 345 - 706, XVI S. : p.
- [62] Lee DH, Lee BJ, Kim SH, Lee KB. Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *J Prosthet Dent.* 2015;113(4):329-335.
- [63] Park JK, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Evaluation of the fit of metal ceramic restorations fabricated with a pre-sintered soft alloy. *J Prosthet Dent.* 2016;116(6):909-915.
- [64] Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik. Berlin [u.a.]: Quintessenz-Verl.; 2012. 480 S. : p.
- [65] Noack F. CoCr-Revolution - Fräsbare CoCr-Rohlinge für die Inhouse-Fertigung: Wertschöpfung, Kontrolle und Komfort. *Dental Dialogue.* 2012;13:2-5.
- [66] Geis-Gerstorfer J, Schille C, Schweizer E, Noack F, Hoffmann R. CoCr Sinter-vs. CoCr Gusslegierung - Vergleich der Biokompatibilitäts- und Korrosionseigenschaften einer CoCr-Sinter- mit einer -Gusslegierung. *Dental Dialogue.* 2013;14:2-10.
- [67] Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag.* 2014;13(2):446-452.
- [68] Stawarczyk B, Eichberger M, Schweiger J, Beuer F, Noack F, Hoffmann R. Schnell gefräst, Sicher verblendet - Neue Technik, um Chrom-Kobalt-Molybdän trocken im Labor zu fräsen. *Dental Dialogue.* 2012;13:78-83.
- [69] Silla M, Eichberger M, Stawarczyk B. Polyetherketonketon (PEEK) als Restaurationswerkstoff in der modernen Zahnmedizin: eine Literaturübersicht. *Quintessenz Zahntech.* 2016;42(2):176-190.
- [70] Stawarczyk B, Ilie N. Verblendung und Befestigung von PEEK-basierten Restaurationen - eine aktuelle Übersicht. *ZMK - Zahnheilkunde/Management/Kultur.* 2014;9(30):530-548.
- [71] Rosentritt M, Lohbauer U, Ilie N. PEEK - zahnmedizinische Grundlagen und Hintergründe. *ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt.* 2016;125:438-442.
- [72] Rzanny A, Göbel R, Küpper H. PEEK - ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial. *ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt.* 2014;123:608-613.
- [73] Stawarczyk B, Rosentritt M. PAEK-Werkstoffe. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, editors: Thieme; 2018. 430 p.
- [74] Rosentritt M, Kolbeck C. Möglichkeiten und Grenzen bei der Anwendung von PEEK im dentalen Bereich. *Quintessenz Zahntech.* 2015;41(1):14-22.
- [75] Williams D, McNamara A, Turner R. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of materials science letters.* 1987;6(2):188-190.
- [76] Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(11):1297-1301.
- [77] Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):321-328.e322.

- [78] Kolbeck C, Sereno N, Wood D, Johnson T, Rosentritt M, Handel G. In-vitro-examination of molar crowns with substructures made of different polyetheretherketones. IADR/CED 2012 Abstract No. 664.
- [79] Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7-12.
- [80] DEPATISnet. Deutsches Patent- und Markenamt, URL: <https://depatisnet.dpma.de/DepatisNet/depatisnet?window=1&space=main&content=einsteiger&action=treffer&firstdoc=1> 2018 (Zugriff 27.07.2018).
- [81] 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.
- [82] Al-Wahadni A, Shahin A, Kurtz KS. Veneered Zirconia-Based Restorations Fracture Resistance Analysis. *J Prosthodont*. 2016.
- [83] Kanat-Ertürk B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Ozcan M, Gungor MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont*. 2015;24(8):620-628.
- [84] Nossair SA, Aboushelib MN, Morsi TS. Fracture and Fatigue Resistance of Cemented versus Fused CAD-on Veneers over Customized Zirconia Implant Abutments. *J Prosthodont*. 2015;24(7):543-548.
- [85] Brecker SC. Porcelain baked to gold—a new medium in prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1956;6(6):801-810.
- [86] Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont*. 2012;21(4):265-269.
- [87] Kerschbaum T. Metallkeramik-ein halbes Jahrhundert im Dienste der Patienten. *Zahnärztl Mitt*. 2006;96(20):44-50.
- [88] Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):vii-viii, 499-512.
- [89] Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Zahnärztliche Prothetik*. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2011. XVI, 293 S. : p.
- [90] Juntavee N, Dangsuwan C. Role of coefficient of thermal expansion on bond strength of ceramic veneered yttrium-stabilized zirconia. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(3):e279-e286.
- [91] Beuer F, Stawarczyk B, Tholey M. Zirkonoxid-Konsens. 2010:90-98.
- [92] Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Okuyama Y, Izumida A, Aida J, et al. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns: an up to 12-year retrospective cohort study. *Clin Oral Investig*. 2018;22(2):697-706.
- [93] Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):493-502.
- [94] Pospiech P. Chipping—systemimmanente oder verarbeitungsbedingte Probleme. *Quintessenz*. 2010;61(2):173-181.
- [95] Farzin M, Giti R, Asalforush-Rezaiye A. The Effect of Multiple Firings on the Shear Bond Strength of Porcelain to a New Millable Alloy and a Conventional Casting Alloy. *Materials (Basel)*. 2018;11(4).
- [96] Hupfauf L, Behneke N. *Festsitzender Zahnersatz*. München [u.a.]: Urban & Schwarzenberg; 1993. 366 S. : p.
- [97] Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J. *Zahnärztliche Propädeutik*. Köln: Deutscher Zahnärzte-Verl.; 2015. XIII, 404 S. : p.

- [98] Bahr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J.* 2013;32(3):492-501.
- [99] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen-von verblendet bis monolithisch. *Quintessenz Zahntech.* 2016;42(6):740-765.
- [100] Lopez-Suarez C, Rodriguez V, Pelaez J, Agustin-Panadero R, Suarez MJ. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J.* 2017;36(6):816-821.
- [101] AGKeramik. Verblendet vs. Monolithisch,  
URL: [https://www.ag-keramik.de/fileadmin/images/ag-keramik/symposien/Vorbericht\\_Pospiech\\_Kern\\_10\\_illustriert\\_\\_27.06.2016\\_\\_.pdf](https://www.ag-keramik.de/fileadmin/images/ag-keramik/symposien/Vorbericht_Pospiech_Kern_10_illustriert__27.06.2016__.pdf)  
2016 (Zugriff 06.07.2018)
- [102] Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602-608.
- [103] Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015;57(3):255-261.
- [104] Rupawala A, Musani SI, Madanshetty P, Dugal R, Shah UD, Sheth EJ. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(1):8-14.
- [105] Mulay G, Dugal R, Buhranpurwala M. An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *J Indian Prosthodont Soc.* 2015;15(2):111-118.
- [106] Rosentritt M, Preis V. Moderne Werkstoffe in der Prothetik. *wissen kompakt.* 2018;12(2):89-96.
- [107] Vallittu PK, Vallittu AS, Lassila VP. Dental aesthetics--a survey of attitudes in different groups of patients. *J Dent.* 1996;24(5):335-338.
- [108] Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am.* 1992;36(3):765-782.
- [109] Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:73-85.
- [110] Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent.* 2014;16(4):383-392.
- [111] Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig.* 2014;18(1):163-170.
- [112] Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013;101(7):1209-1216.
- [113] Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1278-1288.
- [114] Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lumkemann N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig.* 2018;22(2):763-771.

- [115] Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2016;20(9):2493-2500.
- [116] Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-327.
- [117] Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res.* 1972;51(1):75-78.
- [118] International Organization for Standardization. ISO/TS 11405 Dentistry - Testing of adhesion to tooth structure. 3rd ed. Geneva: International Organization for Standardization;2015.
- [119] Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2017.
- [120] Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
- [121] Papageorgiou-Kyrana A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P. Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):467-472.
- [122] Vojdani M, Shaghaghian S, Khaledi A, Adibi S. The effect of thermal and mechanical cycling on bond strength of a ceramic to nickel-chromium (Ni-Cr) and cobalt-chromium (Co-Cr) alloys. *Indian J Dent Res.* 2012;23(4):509-513.
- [123] Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent.* 1988;13(1):24-31.
- [124] Seydler B, Rues S, Muller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig.* 2014;18(4):1165-1171.
- [125] Choi S, Yoon HI, Park EJ. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(6):423-431.
- [126] Nawafleh NA, Hatamleh MM, Ochsner A, Mack F. Fracture load and survival of anatomically representative monolithic lithium disilicate crowns with reduced tooth preparation and ceramic thickness. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(6):416-422.
- [127] Voss R. Stability of metal-ceramic crowns. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1969;24(8):726-731.
- [128] Emslander A, Reise M, Eichberger M, Uhrenbacher J, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of surface treatment of different reinforced glass-ceramic anterior crowns on load bearing capacity. *Dent Mater J.* 2015;34(5):595-604.
- [129] Al Shobber MZ, Alkhadra TA. Fracture resistance of different primary anterior esthetic crowns. *Saudi Dent J.* 2017;29(4):179-184.
- [130] Nikzadjamrani S, Azari A, Niakan S, Namdar SF. Fracture Resistance of Zirconia Restorations with a Modified Framework Design. *J Dent (Tehran).* 2017;14(6):321-328.
- [131] Peampring C, Aksornmuang J, Sanohkan S. In vitro fracture resistance of composite-resin-veneered zirconia crowns. *J Conserv Dent.* 2017;20(4):225-229.
- [132] Tribologie Gf. Arbeitsblatt 7 - Tribologie Definitionen, Begriffe, Prüfung, URL: [https://neu.gft-ev.de/wp-content/uploads/2002\\_AB\\_7\\_Tribologie.pdf](https://neu.gft-ev.de/wp-content/uploads/2002_AB_7_Tribologie.pdf) 2002 (Zugriff 19.06.2018).
- [133] Czichos H, Habig K-H. Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik 4ed. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2015.
- [134] Zum Gahr K. Tribologie: Reibung-Verschleiß-Schmierung. *Naturwissenschaften.* 1985;72(5):260-267.

- [135] Schmeißer JKL. Abrasionsbeständigkeit verschiedener CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe bei künstlicher Alterung in einem Kausimulator [Dissertation]: LMU München; 2016.
- [136] Ludwig-Maximilians-Universität. Methoden im Tribolabor, URL: <http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/methoden/start.html> (Zugriff 05.06.2018) München.
- [137] Grau A, Stawarczyk B, Hampe R. Verschleißmethoden und deren Relevanz für den klinischen Alltag. *Quintessenz Zahntechnik*. 2017;43(7):2-13.
- [138] Mair LH. Wear in dentistry--current terminology. *J Dent*. 1992;20(3):140-144.
- [139] Milosevic A. Toothwear: aetiology and presentation. *Dent Update*. 1998;25(1):6-11.
- [140] Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl.; 2013. XIV, 657 S. p.
- [141] Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006;22(8):712-734.
- [142] Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*. 1996;24(1-2):141-148.
- [143] DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*. 2006;22(8):702-711.
- [144] Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials- A systematic review. *Dent Mater*. 2017;33(3):e101-e114.
- [145] Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*. 2006;22(8):693-701.
- [146] Dental materials—guidance on testing of wear. Part 1. Wear by tooth brushing. ISO/TS 14569-1:1999.
- [147] Dental materials—guidance on testing of wear. Part 2. Wear by two-and/or three body contact. ISO/TS 14569-2:2001.
- [148] Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J Oral Rehabil*. 2012;39(3):217-225.
- [149] de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent*. 1994;22 Suppl 1:S21-27.
- [150] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater*. 2006;22(11):1051-1062.
- [151] Kim SH, Park YS, Kim MK, Kim S, Lee SP. Methods for quantitative measurement of tooth wear using the area and volume of virtual model cusps. *J Periodontal Implant Sci*. 2018;48(2):124-134.
- [152] Abrisham SM, Fallah Tafti A, Kheirkhah S, Tavakkoli MA. Shear Bond Strength of Porcelain to a Base-Metal Compared to Zirconia Core. *J Dent Biomater*. 2017;4(1):367-372.
- [153] Yamamoto LT, Rodrigues VA, Dornelles LS, Bottino MA, Valandro LF, Melo RM. Low-Fusing Porcelain Glaze Application on 3Y-TZP Surfaces can Enhance Zirconia-Porcelain Adhesion. *Braz Dent J*. 2016;27(5):543-547.
- [154] Sax C, Hammerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent*. 2011;14(3):183-202.
- [155] Geis-Gerstorfer J, Noack F, Reichert A, Schille C. So gut wie gegossen - Vergleich der mechanischen Eigenschaften einer CoCr-Sinter- mit einer CoCr-Gusslegierung Dental Dialogue. 2012;13:32-37.

- [156] Bergamo E, da Silva WJ, Cesar PF, Del Bel Cury AA. Fracture Load and Phase Transformation of Monolithic Zirconia Crowns Submitted to Different Aging Protocols. *Oper Dent.* 2016;41(5):E118-e130.
- [157] Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Oilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater.* 2017;33(9):1012-1020.
- [158] Amann Girrbach. Amann Girrbach Homepage, Technische Daten Ceramill ZI, URL: <https://www.amanngirrbach.com/de/produkte/cadcam-materialien/keramik/zolid-zirconia/zi/> (Zugriff 30.11.2018).
- [159] Amann Girrbach. Amann Girrbach Homepage, Technische Daten Ceramill Sintron, URL: <https://www.amanngirrbach.com/de/produkte/cadcam-materialien/metall/ceramill-sintron/> (Zugriff 30.11.2018).
- [160] Kappert HF. zm online. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken, URL: <https://www.zm-online.de/archiv/2003/07/titel/zur-festigkeit-von-dentalkeramiken/>. 2003 (Zugriff 30.11.2018).
- [161] Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2014;18(3):272-276.
- [162] Polymer Service Merseburg GmbH, Thermoplaste, URL: <https://wiki.polymerservice-merseburg.de/index.php/Thermoplaste>. (Zugriff 10.10.2018).
- [163] Mizuhashi F, Koide K. Appropriate fabrication method for vacuum-formed mouthguards. *Dent Traumatol.* 2017;33(2):110-113.
- [164] Takahashi M, Araie Y, Satoh Y, Iwasaki SI. Influence of continuous use of a vacuum-forming machine for mouthguard thickness after thermoforming. *Dent Traumatol.* 2017;33(4):288-294.
- [165] Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H. Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(4):297-302.
- [166] Boubakri A, Haddar N, Elleuch K, Bienvenu Y. Impact of aging conditions on mechanical properties of thermoplastic polyurethane. *Materials & Design.* 2010;31(9):4194-4201.
- [167] Kopp. Rockwell-Härte Erkodur A1, E-Mail vom 03.12.2018.
- [168] WIKIPEDIA. Die freie Enzyklopädie, URL: [https://de.wikipedia.org/wiki/Härte#Rockwell\\_\(HR\)](https://de.wikipedia.org/wiki/Härte#Rockwell_(HR)), (Zugriff 01.12.2018).
- [169] WIKIPEDIA. Die freie Enzyklopädie, URL: <https://de.wikipedia.org/wiki/Elastizitätsmodul>, (Zugriff 01.12.2018).
- [170] Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(6):725-728.
- [171] Türköz C, Canigür Bavbek N, Kale Varlik S, Akça G. Influence of thermoplastic retainers on *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus* adhesion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(5):598-603.
- [172] Shpack N, Greenstein RB, Gazit D, Sarig R, Vardimon AD. Efficacy of three hygienic protocols in reducing biofilm adherence to removable thermoplastic appliance. *Angle Orthod.* 2014;84(1):161-170.

## **10. Danksagung**

Mein Dank gilt Frau PD Dr. Bogna Stawarczyk und ZT Frau Marlis Eichberger für die Überlassung des Themas mit Entwicklung einer neuartigen Verblindtechnik. Dabei möchte ich im Einzelnen nochmals Frau PD Dr. Bogna Stawarczyk besonders danken für das stets offene Ohr, die Hilfe bei der Erstellung der statistischen Auswertung und die allzeit freundliche Unterstützung bei der Arbeit.

Bedanken möchte ich mich bei ZT Frau Marlis Eichberger für das entgegengebrachte Vertrauen und die Unterstützung bei der Durchführung der praktischen Arbeiten im Labor.

Auch danke ich der gesamten Abteilung für Werkstoffkunde der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der LMU für die stets freundliche Hilfe und sehr kollegiale Zusammenarbeit während der gesamten Zeit.

Zuletzt danke ich ganz besonders meinen Eltern, meiner Schwester mit Familie, sowie meinem Freund für all die Hilfe, den Zuspruch und die Unterstützung sowie den Rückhalt während meiner Studienzeit und der Verfassung meiner Dissertation.

## **Eidesstattliche Versicherung**

Schäfer, Johanna Barbara

---

Name, Vorname

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

### **Tiefziehverblendung in der Zahnheilkunde: Vergleich mit einer konventionellen Verblendung und monolithischen Restaurationen**

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.

St. Wolfgang, den 25.07.2019

Ort, Datum

Johanna Schäfer

Unterschrift