

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der

Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Einfluss verschiedener Faktoren im Thermoformverfahren auf die
Verformbarkeit und den Verzug von thermoplastischen Tiefziehfolien**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorgelegt von

Franziska Katharina Hammer, geb. Pelzer

aus Ingolstadt

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

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

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Nicoleta Ilie
Prof. Dr. Dr. Heinz Kniha

**Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:** Dr. rer. biol. hum. Nina Lümke, M.Sc.

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

Tag der mündlichen Prüfung: 24.11.2020

Meiner lieben Tochter

Maresa gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Thermoplaste	4
2.1.1	Werkstoffgruppierung	4
2.1.2	Chemische und physikalische Grundlagen	6
2.1.3	Thermoplaste in der Zahnmedizin	9
2.1.4	Klinische Anwendung	11
2.2	Umformverfahren thermoplastischer Materialien	13
2.2.1	Tiefziehen	14
2.2.2	Tiefziehfolien	18
2.2.3	Einflussfaktoren im Tiefziehprozess	20
2.3	CAD/CAM-Technik.....	24
2.3.1	Entwicklung.....	24
2.3.2	Digitaler Workflow	26
3	Ziel dieser Arbeit	29
4	Material und Methode	30
4.1	Übersicht	30
4.2	Material	31
4.3	Methode.....	32
4.3.1	Konstruktion und Fertigung der okklusal reduzierten Kronen	32
4.3.2	Herstellung der Mastermodelle	36
4.3.3	Tiefziehen der Prüfkörper.....	42
4.3.4	Manuelle Vermessung der Prüfkörper.....	43
4.4	Statistische Auswertung	44
5	Ergebnisse	45
5.1	Einfluss durch den Messpunkt in Abhängigkeit der Materialstärke	47

5.2	Einfluss durch die Kronennummer in Abhängigkeit der Materialstärke	50
5.3	Einfluss durch den Operator in Abhängigkeit der Materialstärke.....	52
5.4	Einfluss durch die Kronenreduktion in Abhängigkeit der Materialstärke	53
6	Diskussion	54
6.1	Einfluss durch das Thermoformwerkzeug in Abhängigkeit vom Messpunkt.....	54
6.2	Einfluss durch die Kronenposition in Abhängigkeit vom Messpunkt	57
6.3	Einfluss durch die Prüfkörpervermessung	59
6.4	Einfluss durch die Kronenreduktion	60
7	Schlussfolgerung	61
8	Zusammenfassung.....	62
9	Verzeichnis.....	64
9.1	Literaturverzeichnis.....	64
9.2	Tabellenverzeichnis.....	76
9.3	Abbildungsverzeichnis	77
	Anhang.....	78
	Danksagung	88
	Eidesstattliche Versicherung.....	89

1 Einleitung

In der Zahnmedizin werden tiefgezogene Formteile vielseitig eingesetzt. In Form von herausnehmbaren Schienen dienen sie dem Schutz vor unphysiologischen Kräften [1]. Als Übertragungsschiene werden sie zur Herstellung von indirekten beziehungsweise direkten Provisorien genutzt [2-4]. In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie dienen tiefgezogene Schienen der intermaxillären Fixation [5]. Obwohl das *CAD/CAM-Verfahren* (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) in der Vergangenheit viele herkömmliche Verarbeitungsprozesse abgelöst hat, stellt das Tiefziehen immer noch ein schnelles, kostengünstiges und einfaches Verfahren für den zahnmedizinischen Praxisalltag dar.

Durch die Entwicklung der computergestützten Fertigung eines Zahnersatzes ist eine enorme Materialvielfalt entstanden. Bei der Materialwahl stehen die Faktoren *Ästhetik*, *Biokompatibilität* und *Wirtschaftlichkeit* im Vordergrund, dabei soll das Material mechanisch stabil, antagonistenfremdlich und substanzschonend sein [6]. Es ist bekannt, dass in Anbetracht des ausgefeilten Systems der Natur (Zahn, Zahnhalteapparat, Verbundsystem Dentin/Schmelz) bei der Materialwahl stets ein Kompromiss eingegangen wird. Aufgrund dessen muss bei der Entscheidung, welches Material zum Einsatz kommt, immer differenziert und indikationsspezifisch vorgegangen werden [7, 8].

Das bedeutendste Material, das mit der CAD/CAM-Technik Einzug in die Zahnmedizin gehalten hat ist *Zirkonoxid* (ZrO_2) [9]. Die Materialgeschichte von ZrO_2 ist stark geprägt von der „Chipping-Problematik“. Als Folge dessen entwickelte sich ZrO_2 vom Gerüstwerkstoff zum vollanatomischen Restaurationsmaterial und kann mittlerweile in vier Generationen eingeteilt werden [10]. Für eine antagonistenfremdliche Restauration aus monolithischem ZrO_2 ist die gut polierte Oberfläche eine unabdingbare Voraussetzung [11]. Trotz präziser Arbeitsweise und guter Patientenkoordination sind intraorale Einschleifmaßnahmen oft nicht zu verhindern. Die nötig werdende professionelle Politur ist zeit- beziehungsweise kostenintensiv und wird im Praxisalltag häufig nicht umgesetzt. Die daraus resultierende erhöhte Oberflächenrauigkeit hat ein erhöhtes Abrasionsverhalten und eine Antagonistenschädigung zur Folge. Ein weiterer Nachteil ist, dass dem ZrO_2 das biomechanische Adaptionsvermögen fehlt. Durch eine ungenügend okklusal adjustierte Restauration in Kombination mit Nachbarzähnen, die der natürlichen

Einleitung

Abrasion unterliegen, können langfristig Parafunktionen ausgelöst werden. Kaukräfte werden dabei ungepuffert in das stomatognathe System geleitet und können Kiefergelenke, umliegendes Gewebe sowie Muskelgruppen negativ beeinflussen. Aus Sicherheitsgründen werden derzeit in der Praxis Knirscherschienen als präventive Maßnahme für die Nacht empfohlen [12]. Das Ersetzen der Kaufläche einer monolithischen ZrO₂-Restauration durch eine Tiefziehverblendung kann eine effiziente und kostengünstige Lösung für die gegebenen Problematiken darstellen [13].

Thermoplastische Folien erfahren im Tiefziehverfahren einen Verzug. Die Materialverstreckung ist von unterschiedlichen Faktoren abhängig und kann in der Zahnmedizin durch die Komplexität der Zahngeometrie nicht standardisiert angegeben werden. In dieser Dissertation sollen daher verschiedene Faktoren im Thermoformverfahren auf den Verzug von thermoplastischen Folien untersucht werden. Hierfür wurde ein Versuchsaufbau mit einem Oberkiefermolaren konzipiert und die Faktoren: *Messpunkt, Operator, Position im Tiefziehgerät (Kronenposition)* und *okklusale Reduktion* durch Vermessung der Prüfkörper, wurden analysiert.

2 Literaturübersicht

Die Verarbeitung von thermoplastischen Kunststoffen im Tiefziehverfahren ist in der Zahnmedizin seit langem erfolgreich etabliert. Da das Tiefziehen spezielle werkstoffkundliche Materialeigenschaften voraussetzt, soll der erste Abschnitt der Literaturübersicht Grundkenntnisse über Thermoplaste vermitteln. Darauf aufbauend folgt der zahnmedizinische Indikationsbereich, in dem der Fokus auf häufig verwendete beziehungsweise innovative Thermoplasten liegt. Anhand der Kieferorthopädie und der Sportzahnmedizin werden werkstoffkundliche Aspekte beleuchtet. Der zweite Teil der Literaturübersicht bezieht sich auf den Tiefziehprozess selbst und dessen Einflussfaktoren auf den Materialverzug. Da in der vorliegenden Arbeit thermoplastische Prüfkörper auf einem ZrO_2 -Grundgerüst generiert wurden, wird abschließend auf die computergestützte Fertigung von Zahnersatz und deren Fertigungsstrategien näher eingegangen.

2.1 Thermoplaste

Neben den Metallen und keramischen Werkstoffen besitzen Kunststoffe in der Zahnmedizin ein vielseitiges Einsatzgebiet. Thermoplastische Kunststoffe können aufgrund ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften im Tiefziehverfahren verarbeitet werden. Da im Rahmen dieser Dissertation die Methode des Tiefziehens mittels Prüfkörper aus einem thermoplastischen Kunststoff untersucht wurde, wird diese Werkstoffgruppe im Folgenden näher beleuchtet.

2.1.1 Werkstoffgruppierung

Thermoplaste gehören zur Werkstoffgruppe der Kunststoffe und zeigen ein temperaturabhängiges Werkstoffverhalten (Tabelle 2-1) [14]. Kunststoffe lassen sich aufgrund ihrer Strukturmerkmale (nicht vernetzt, engmaschig und weitmaschig vernetzt) klassifizieren (Abbildung 1) [15].

Die Gruppierung der Kunststoffe erfolgt nach DIN 7724 [16]:

- **Thermoplaste:** bis zur Zersetzungstemperatur (ZT) nicht vernetzte Kunststoffe, die sich bei niedrigen Temperaturen stahlelastisch verhalten und bei einer Temperaturerhöhung einen elastoplastischen und viskos fließenden Zustand einnehmen [15].
- **Thermoplastische Elastomere (TPE):** bis zur ZT weitmaschig vernetzte, mehrphasige Kunststoffe, die bei einer normalen Umgebungstemperatur die Eigenschaften eines Elastomers aufweisen. TPE besitzen in ihrer Molekülstruktur eingebaute schmelzbare amorphe Bereiche, die ein thermoplastisches Urformen ermöglichen [15].
- **Elastomere:** bis zur ZT weitmaschig vernetzte Kunststoffe, die sich bei einer normalen Umgebungstemperatur gummielastisch Verhalten und bei einer Temperaturerhöhung keinen viskos fließenden Zustand einnehmen. Bei sehr tiefen Temperaturbereichen zeigen Elastomeren ein stahlelastisches Verhalten [15].

- **Duroplaste:** bis zur ZT engmaschig vernetzte Kunststoffe, die bei niedrigen Temperaturen stahlelastisch sind und bei einer Temperaturerhöhung keinen viskos fließenden Zustand einnehmen [15].

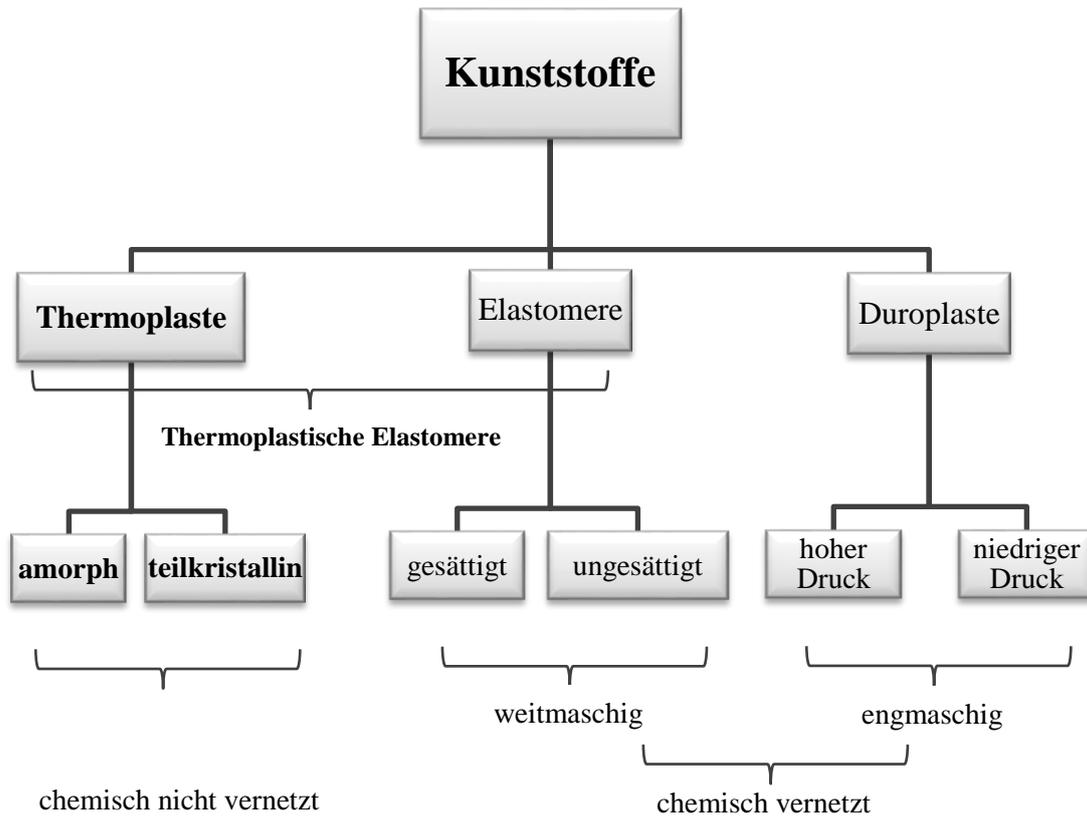


Abbildung 1: Einteilung der Kunststoffe

Quelle: Eigene Darstellung nach Eyerer et al. [15] verändert.

2.1.2 Chemische und physikalische Grundlagen

Ein Kunststoff besteht aus niedermolekularen Verbindungen (Monomere), die durch Polyreaktionen miteinander zu Makromolekülen vereint werden. Dabei entstehen hochpolymere Werkstoffe, die sich je nach ihrem molekularen Aufbau in ihren werkstoffkundlichen Eigenschaften unterscheiden [17, 18]. Herrmann Staudinger (1881-1965) gilt als Pionier der Polymerforschung [19]. Durch seine Forschungsarbeiten konnte er beweisen, dass es sich bei Polymeren um Makromoleküle handelt, die aus langen Kohlenstoffketten aufgebaut sind [20, 21].

Die Einteilung der Synthesemethoden erfolgt nach dem Reaktionsmechanismus [22, 23]:

- **Kettenreaktion:**

(Beispiel: Polymerisation)

Bei der *Kettenreaktion* entstehen durch die Beigabe von aktiven Initiatoren (z.B. Peroxide) oder Katalysatoren in Verbindung mit Energie (z.B. Licht, Wärme, Druck) *Makroradikale* oder *Makroionen*. Je nach reaktionsfähigen Teilchen, die die Polymerisation der Monomere auslösen, wird zwischen *radikalischer*, *ionischer* (kationisch, anionisch) und *koordinativer Polymerisation* (mit Übergangsmetallverbindungen) unterschieden. Die Polymerisation ist durch drei zeitlich aufeinanderfolgenden Teilschritten charakterisiert: *Startreaktion*, *Wachstumsreaktion* und *Abbruchreaktion*.

- **Stufenreaktion:**

(Beispiel: Polykondensation, Polyaddition)

Bei der *Stufenreaktion* erfolgt der Aufbau von Makromolekülen durch das Verknüpfen von Monomere, ohne eigentliche Start- und Abbruchreaktion. Die Voraussetzung ist das Vorhandensein von Monomeren mit mindestens zwei reaktionsfähigen funktionellen Gruppen. Je nach Anzahl der funktionellen Gruppen (bi-, tri- oder höher funktional) können *lineare*, *verzweigte* oder *vernetzte Polymere* entstehen. Stufenreaktionen können unterbrochen und wieder in Gang gesetzt werden, dies ermöglicht das Verknüpfen von Monomeren unterschiedlicher Funktionalität (Copolymerisation). Der Unterschied zwischen der Polykondensation und Polyaddition liegt darin, dass bei der Letzteren keine Nebenprodukte abgespalten werden.

In der Kunststoffindustrie werden heutzutage kaum mehr neue Kunststoffe synthetisiert. Die Abwandlung der Materialeigenschaften findet vielmehr durch chemische und/oder physikalische Einlagerung von Fremdatomen oder Molekülen (= *Compoundierung*) statt. Es handelt sich hierbei um eine Modifizierung am fertigen Makromolekül. Mit diesem Vorgehen werden polymere Werkstoffe gezielt an ihren Einsatzbereich angepasst. Beispiele für Modifikationsvorgänge sind: Vernetzungsreaktionen, Veränderung von Seitengruppen, Zugabe von Additiven (Antioxidantien, Lichtstabilisatoren, Füllstoffe), das Zusammenmischen von Polymeren (Polymer blending) [22].

Thermoplaste bestehen aus hochmolekularen Fadenmoleküle (Primärstruktur), die zu statistischen Knäuel (Sekundärstruktur) angeordnet sind. Die Sekundärstruktur wird über Nebenvalenzkräfte (z.B. Van-der-Waals-Kräfte, Dipolkräfte, Wasserstoffbrückenbindungen) ausgebildet und ist von äußeren Bedingungen (z.B. Temperaturveränderungen) reversibel beeinflussbar [23, 24]. Der physikalische Ordnungszustand kann *amorph* oder *teilkristallin* sein, er beeinflusst das mechanisch-thermische Verhalten und wird über den Aufbau beziehungsweise die Art der Monomere und der Prozessführung während der Synthese bestimmt [15]. Der kristalline Anteil eines Gefüges wird mit dem Kristallisationsgrad angegeben und kann durch ein langsames Abkühlen nach der Formgebung erhöht werden. Je größer der Kristallisationsgrad, desto größer der Elastizitätsmodul, die Zugfestigkeit, die Härte und die Schmelztemperatur aber desto geringer die Bruchdehnung, die Schlagzähigkeit, die Wärmeausdehnung und die Dämpfungseigenschaften [25]. Thermoplaste besitzen in Abhängigkeit der Temperatur unterschiedliche Verarbeitungs- und Einsatzbereiche [25]. In nachfolgender Tabelle sind die Eigenschaften eines amorphen und teilkristallinen Thermoplasten in Abhängigkeit der vier Aggregatzustände aufgeführt.

Tabelle 2-1: Aggregatzustände von Thermoplaste

Aggregatzustand	Amorpher Thermoplast	Teilkristalliner Thermoplast
1. Hartelastischer Zustand (= Einsatzbereich)	<ul style="list-style-type: none"> ➤ bei Raum- oder tieferen Temperaturen: ➤ spröde und hart ➤ Nebervalenzkräfte sind engmaschig, keine Beweglichkeit 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ hart und spröde
	Glasübergangstemperatur (T_G)	
2. Thermoelastischer Zustand (= Verarbeitungsbereich) Thermoelastisch – kristalliner Zustand (= Einsatzbereich)	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Bewegung innerhalb der Molekülketten ➤ Sekundärbindungen werden geschwächt ➤ Thermoplast wird biegeweicher, kann in seiner Form elastisch verändert werden 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ amorphe Bereiche sind beweglich ➤ kristalline Bereiche wirken versteifend ➤ Thermoplast ist zähhart, befindet sich im Gebrauchszustand
	Kristallitschmelzpunkt (T_K)	
3. Thermoplastischer Zustand (= Verarbeitungsbereich)	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Verschiebung der Molekülketten gegeneinander ➤ Nebervalenzkräfte sind nicht mehr wirksam ➤ unter Druck sinkt Viskosität ➤ Thermoplast ist plastisch verformbar 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Phasenumwandlung, Kristallite lösen sich zu einem amorphen Knäuel ➤ Thermoplast wird transparent ➤ enger Temperaturbereich ➤ Thermoplast ist plastisch verformbar
	Fließtemperatur (T_F)	
4. Schmelzvisköser Zustand (= Verarbeitungsbereich)	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Formgebung durch Spritzgießen möglich 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Formgebung durch Spritzgießen möglich
	Zersetzungstemperatur (ZT)	
Thermische Zersetzung:	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Molekülketten zerreißen aufgrund starker thermischer Bewegung ➤ thermische Zersetzung 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Molekülketten zerreißen aufgrund starker thermischer Bewegung ➤ thermische Zersetzung

2.1.3 Thermoplaste in der Zahnmedizin

Der Indikationsbereich von thermoplastischen Formteilen ist sehr vielfältig. Neben der Herstellung von Mundschutzschienen für Sportler oder Bruxer [26] können tiefgezogene Formteile z.B. in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, zur intermaxillären Fixation (IMF) nach einer Unterkieferfraktur [5, 27] verwendet werden. Bei einer umfangreichen Präparation kann die Herstellung eines indirekten Provisoriums mithilfe einer tiefgezogenen Matrize realisiert werden [3]. Bei einer zweiphasigen zweizeitigen Präzisionsabformung mit einem genormten Abformlöffel kann eine individuell tiefgezogene Schiene als Platzhalter für das zweite Abformmaterial dienen. Diese Methode garantiert, im Gegensatz zur Abformung mit einem individuellen Löffel, eine gleichmäßigere Schichtverteilung [28]. Generell sind tiefgezogenen Formteile in der Zahnmedizin oft ein schnelles, zeitsparendes und wirtschaftliches Hilfsmittel bei der Umsetzung von aufwendigen prothetischen Rehabilitationen [4]. Das Angebot an Tiefziehfolien ist sehr umfangreich (siehe Tabelle 2-4), eine indikationsspezifische Materialwahl ist oft schwierig.

Im Folgenden werden drei wichtige Thermoplaste in Abhängigkeit der Temperatur näher beschrieben und anschließend wird auf die klinische Anwendung eingegangen.

- **Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PET-G)**

PET-G ist ein mit Glycol modifiziertes Polyethylenterephthalat (PET), ein amorpher Thermoplast [30]. PET wird aus den Monomeren Terephthalsäure (1,4-Benzoldicarbonsäure) und Glykol (1,2-Dihydroxyethan) hergestellt [29]. Bei PET-G befindet sich eine zusätzliche Glykolgruppe entlang des Grundgerüsts des Copolymerisationsmittels Poly (1,4-cyclohexylendimethylenterephthalat) (PCT). PET-G ist ein statistisches Copolymer, das aus 31 Mol-% (Molprozent) PCT und 69 Mol-% PET besteht [30]. Dentale Tiefziehfolien aus PET-G (Duran® [31]) besitzen eine Glasübergangstemperatur (T_G) von 75,3°C und ein amorphes Materialgefüge [32].

- **Ethylen/Vinylacetat-Copolymer (EVAC)**

Ethylenvinylacetat (EVA) ist ein Copolymer aus Polyethylen und Vinylacetat. Das Eigenschaftsprofil des Thermoplasten ist durch den Anteil an copolymerisiertem Vinylacetat (VAC) beeinflussbar [15]. Mit einem steigenden VAC-Anteil sinkt der Schmelzbereich (T_M), der Kristallisationsgrad nimmt ab und das Material wird gummielastischer [33]. Für die Herstellung von Sportmundschutzschienen empfehlen Bishop et al. [34] einen VAC-Anteil von 18 Gew.-% (Gewichtsprozent) . EVA-Copolymere besitzen zwei Kristallitschmelzpunkte (T_K), die in einem Temperaturbereich zwischen 31-40°C und 70-80°C angesiedelt sind [35]. Die Glasübergangstemperatur (T_G) befindet sich im Mittel bei -31°C [36]. Tran et al. [37] betrachteten das temperaturabhängige elastische Verhalten von EVA-Tiefziehfolien. Die Elastizität nahm in einem Temperaturbereich von 50-150°C kontinuierlich ab. Bei 150°C war der Elastizitätsmodul um 97% geringer als bei 50°C. Der optimale Formgebungszeitpunkt im Tiefziehverfahren befindet sich zwischen 80°C und 120°C [38].

- **Polyetheretherketon (PEEK)**

PEEK ist ein teilkristalliner, hochtemperaturbeständiger thermoplastischer Kunststoff, der zur Stoffgruppe der Polyaryletherketone (PAEK) gehört. Auf molekularer Ebene bestehen PAEK-Kunststoffe aus Phenyleinheiten, die über Ether- und Keton-Gruppen miteinander verbunden sind. Der Anteil an Ether/Keton je Monomereinheit bestimmt das thermische Verhalten (Beispiel: mit einem steigenden Anteil an Ethergruppen sinkt die Glasübergangstemperatur (T_G)). Reines PEEK hat eine T_G von 143°C und einen Kristallitschmelztemperatur (T_K) von 343°C. Bei 23°C Raumtemperatur liegt die Biegefestigkeit bei 93 MPa und der Elastizitätsmodul bei 4 GPa, der Kristallinitätsgrad beträgt 30-35% [39]. Aufgrund der Compoundierungsmöglichkeit [40] ist PEEK ein vielversprechendes Material für die Zahnmedizin. Ein mit organischen Füllstoffen (Keramikpartikel $\leq 5\mu\text{m}$) verstärktes PEEK zeigt sehr gute mechanische Eigenschaften. Eine Biegefestigkeit von circa 180 MPa ermöglicht den Einsatz als Gerüstwerkstoff, für Teleskoparbeiten und individuellen Abutments. Eine geringe exogene Verfärbungsneigung garantiert eine dauerhaft gute Ästhetik [41].

PEEK kann im Spritzgießverfahren und subtraktiv beziehungsweise additiv im CAD/CAM-Verfahren ver- und bearbeitet werden [40]. Die Verarbeitung von PEEK-Folien im Tiefziehverfahren befindet sich im Entwicklungsstadium. Aufgrund der hohen

Umformtemperatur wird ein spezielles Tiefziehgerät benötigt. PEEK-Folien sind derzeit noch nicht im dentalen Produktportfolio verfügbar. Das Projektteam um Lümke et al. [42] generierten die ersten Tiefziehverblendungen aus PEEK-Folien auf einem Zirkonoxidgerüst. Bodden et al. [43] simulierten den Tiefziehprozess von PEEK-Folien durch einen Aufheiz- und Abschreckprozess und untersuchten den Einfluss auf optische – (Transluzenz ($T\%$)), mechanische – (Martens-Härte (HM), Eindringmodul (E_{IT})) und thermodynamische – (Glasübergangstemperatur (T_G), Schmelztemperatur (T_M), Schmelzenthalpie (ΔH_f)) Eigenschaften. Es ergab sich, dass alle Parameter durch den simulierten Thermoformprozess beeinflusst wurden. Der größte Einfluss galt den mechanischen Eigenschaften, bei den optischen und thermodynamischen Eigenschaften war der Haupteinflussfaktor eher das Material selbst (ungefüllt, gefüllt, Kristallinitätsgrad).

2.1.4 Klinische Anwendung

- **Kieferorthopädie**

Zur Therapie von Zahnfehlstellungen werden thermoplastische Schienen v.a. im Erwachsenenalter verwendet (Aligner-Therapie z.B. Invisalign ®[44]). Bei der Aligner-Therapie werden die zu behandelnden Kiefer abgeformt und als Gipsmodell im Scanverfahren digitalisiert. Mit einer Software können das 3D-Modell virtuell bearbeitet, Zahnfehlstellungen korrigiert und eine entsprechende Anzahl an Schienen generiert werden. Die Therapiedauer pro Schiene beträgt circa zwei Wochen, bei einer Tragedauer von 22-23 h/d. Die Anzahl der Schienen richtet sich nach dem Ausmaß der Zahnfehlstellung [45].

Um eine ideale Zahnbewegung hervorzurufen sollten orthodontisch wirksame Schienen kontinuierlich, kontrollierte Kräfte auf die Zähne ausüben. Thermoplaste besitzen ein viskoelastisches Verhalten (Spannungsrelaxationsverhalten). Die Spannungsrelaxation führt in Abhängigkeit der Zeit zum Verlust der Fähigkeit einen Zahn zu bewegen. Es konnte festgestellt werden, dass sich bei Polyethylenterephthalat-Glycol die Spannungsrelaxation in einem 37°C warmen Wasserbad im Vergleich zur Umgebungstemperatur signifikant beschleunigt [46]. Generell nehmen Kräfte, die durch thermoplastische Schienen hervorgerufen werden, bei klinisch relevanten Temperaturen ab. Polyurethane, die eine Glasübergangstemperatur (T_G) von 56,5°C besitzen, sind für die Aligner-Therapie ein

vielversprechendes Material, da sie bei intraoral vorherrschenden Temperaturen ein besseres *Formgedächtnisverhalten (Shape-Memory-Effekt)* aufweisen [32]. Zhang et al. [47] ermittelten in ihrer Studie, dass bei Polymerblends aus Polyethylenterephthalat-Glycol, Polycarbonat und thermoplastisches Polyurethan (PETG+PC+TPU) in einem Mischungsverhältnis [%] von 70/10/20 eine kontinuierlichere Kraftübertragung stattfand, als es bei konventionellen PET-G Materialien der Fall war. Außerdem zeigt PETG+PC+TPU ein geringeres Wasserabsorptionsverhalten und somit generell bessere mechanische Eigenschaften.

Nach abgeschlossener kieferorthopädischer Behandlung können thermoplastische Schienen zur Stabilisierung der oralen Situation verwendet werden. Diese Form der Retention ist eine herausnehmbare Alternative zur festsitzenden Retentionsform und wird häufiger im Oberkiefer eingesetzt [48].

- **Sportzahnmedizin**

Bei der Ausübung von Kontaktsportarten werden zum Schutz der Oberkieferfrontzähne Sportmundschutzschienen empfohlen. Die Höhe des Schutzes korreliert mit der Schienendicke [49]. An vertikalen Flächen (labial und bukkal) zeigen Sportmundschutzschienen im oberen Flächendrittel (incisal, Höckerabhänge) einen größeren Verzug. Im horizontalen Bereich (okklusal) sind die Höckerspitzen stets dünner als die Fissur [50, 51]. In der folgenden Tabelle sind Studien aufgeführt, die zeigen, in welchem Ausmaß eine Materialausdünnung stattfindet:

Tabelle 2-2: Ausdünnungsraten (%) von tiefgezogenen Formteilen

Autor/Jahr	Modell	Tiefzieh- methode	Ausdünnungsrate (Messpunkt)	
Park et al., 1994 [52]	Dentalmodell	Vakuum	50% (vestibulär/oral)	25% okklusal
Mizuhashi und Koide et al., 2014 [53]	Dentalmodell	Vakuum	46,3% (1er labial) 36,6% (6er bukkal)	30,2% (6er okklusal)
Geary und Kinirons, 2008 [54]	Dentalmodell	Druck	72% (1er incisal) 60% (1er labial) 57% (6er bukkal)	67% (6er Höckerspitzen) 36% (6er Fissur)
Del Rossi und Leyte-Vidal, 2007 [55]	Dentalmodell	Druck	47-60% (1er, 3er labial)	46% (6er okklusal)
		Druck	66% (90°-Fläche)	20% (45°-Fläche) 2% (0°-Fläche)

Kojima und Takeda et al., 2015 [56]	Simulationsmodell	Vakuum	36% (90°-Fläche)	17% (45°-Fläche) 11% (0°-Fläche)
-------------------------------------	-------------------	--------	------------------	-------------------------------------

Thermoplaste, die zur Herstellung von Sportmundschutzschienen verwendet werden, sollen ein geringes Wasserabsorptionsverhalten, eine hohe Zugfestigkeit und gute stoßdämpfende Eigenschaften aufweisen. Für einen optimalen Schutz ist eine Energieabsorptionsrate von mindestens 70% nötig. Während einer Untersuchung von Ethylvinylacetat (EVA)-Tiefziehfolien bei 37°C wurde die Energie einer Gewichtskraft, die von einem Pendel mit einer Fallhöhe von 62,28 mm ausging, zu 49-66 % absorbiert [33]. EVA befindet sich bei klinisch relevanten Temperaturen in einem Bereich, bei dem bereits kristalline Umwandlungsvorgänge stattfinden [35]. Aus diesen Gegebenheiten heraus sind EVA-Tiefziehfolien für Sportmundschutzschienen als nicht optimal einzustufen. Trotzdem wird EVA häufig zur Herstellung von Sportmundschutzschienen verwendet [57].

2.2 Umformverfahren thermoplastischer Materialien

Thermoplastische Kunststoffe werden in der Zahnmedizin neben dem Spritzgießverfahren (z.B. PEEK) hauptsächlich im Tiefziehverfahren verarbeitet. 1963 konnten die ersten Mundschutzschienen aus thermoplastischem Material, mithilfe eines leistungsfähigen Tiefziehgerätes hergestellt werden [26]. Das Tiefziehen definiert sich als ein Umformvorgang eines thermoplastischen Halbzeugs bei erhöhter Temperatur zu einem Formteil. Für diesen Prozess werden auch Begriffe wie: *Warmformen*, *Thermoformen*, *Vakuumformen* oder *Druckluftformen* verwendet [58].

In diesem Punkt wird auf den Verarbeitungsprozess und das Verformungsverhalten der Tiefziehfolie näher eingegangen. Anschließend folgt eine Tabelle der aktuellen dentalen Tiefziehgeräte.

2.2.1 Tiefziehen

Nach VDI-Richtlinie 2008 definiert sich das *Thermoformen* durch das Streckziehen eines erwärmten, fest eingespannten Zuschnitts unter Ausdünnung der Ausgangswanddicke [59]. Dabei wird zwischen *positiver* und *negativer Formgebung* unterschieden. Beim *Positivformen* wird eine Außenkontur abgeformt, die Rückstellkräfte im Halbzeug und die Ausformkräfte wirken in die gleiche Richtung, der Folienrand wird durch Verstrecken ausgedünnt. Beim *Negativformen* erfolgt eine Abformung der Innenkontur der Form, die Rückstellkräfte im Halbzeug und die Ausformkräfte wirken gegeneinander, der Folienrand bleibt unverstreckt [58]. Abbildung 2 zeigt eine schematische Darstellung des Verformungsverhaltens einer Tiefziehfolie.

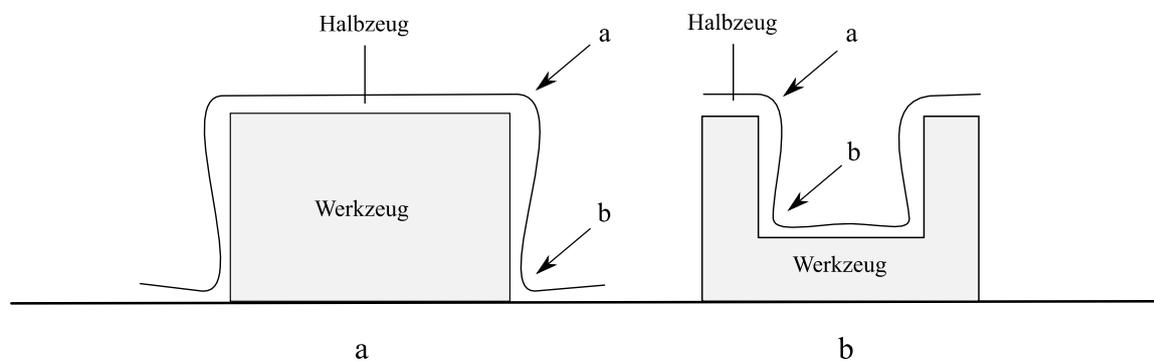


Abbildung 2: a) positive Formgebung b) negative Formgebung
Quelle: Eigene Darstellung nach Schwarzmann [58] verändert

Der Prozess des Tiefziehens kann in fünf Verfahrensschritte eingeteilt werden [58]:

- **Erwärmen des Halbzeugs auf Umformtemperatur:**

Das Erweichen von thermoplastischen Folien im Thermoformverfahren beruht auf dem Prinzip der Strahlungswärmeübertragung. Mit einem Infrarotstrahler (IR-Strahler) wird ein thermoplastisches Halbzeug auf seine Umformtemperatur ($> T_G$; $< T_S$) erwärmt. Bei diesem Vorgang absorbiert das Folienmaterial die IR-Strahlung und wandelt diese in Wärmeenergie um, der Thermoplast wird formbar. Absorption von elektromagnetischer Strahlung funktioniert über Schwingungsanregung der intramolekularen Bindungen beziehungsweise funktionellen Gruppen eines Moleküls. Das Absorptionsvermögen eines Stoffes ist von seiner chemischen und physikalischen Konstitution abhängig. Polymere

haben eine starke Absorptionsbande (= Wellenlängenbereich eines Absorptionsspektrums, in dem einfallende elektromagnetische Strahlung von einer Substanz absorbiert wird [60]), in einem Wellenlängenbereich von 3,2-3,6 μm . Thermoformgeräte sollten deshalb mit einem mittelwelligen IR-Strahler, deren Strahlungsintensitätsmaximum im Wellenlängenbereich $>2 \mu\text{m}$ liegt, ausgestattet sein [61, 62].

- **Vorformen durch Vorstrecken**

Um einen gerichteten Materialverzug zu erreichen, findet beim industriellen Thermoformen eine Materialvorstreckung statt. Dies kann durch Vorblasen oder -saugen mithilfe von Vakuum beziehungsweise Druck erfolgen, aber auch mechanisch durch einen Vorstreckstempel beziehungsweise der Form selbst geschehen [58].

- **Formgebung durch das Thermoformwerkzeug:**

Die Formgebung erfolgt durch mechanische und pneumatische Kräfte [63]. Dentale Tiefziehgeräte (Tabelle 2-3) funktionieren über Druckdifferenzen (Vakuum, Druckluft), ohne eine mechanische/pneumatische Vorstreckung. Das elastoplastische Folienmaterial wird über ein Dentalmodell (= Thermoformwerkzeug) verstreckt [62].

- **Abkühlung unter Formzwang:**

Das Abkühlen der Tiefziehfolie unter Formzwang erfolgt bis in einen Temperaturbereich, in dem eine Formstabilität besteht. Das Ergebnis ist ein Fertigteil, das sich in seiner Wanddicke und Form zur Ausgangssituation unterscheidet. Die Wanddickenverteilung wird zum größten Teil vom Formwerkzeug (Modellform, -position) und dem Formgebungsverfahren (Vorheiztemperatur, Heizzeit, Tiefziehgerät) bestimmt [54].

- **Entformung des formstabilen Formteils:**

Nach Abkühlung unterhalb der Glasübergangstemperatur (T_G) kann das fertige Formteil entformt und zur Fertigstellung weiterbearbeitet werden.

Tabelle 2-3 gibt einen Überblick der aktuell verfügbaren dentalen Tiefziehgeräte mit ihren optionalen Zusatzfunktionen.

Tabelle 2-3: Aktuell verfügbare dentale Tiefziehgeräte (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

Gerät	Hersteller	Technik	Optionale Zusatzfunktionen
Drufoformat scan [64]	Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland	<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • Betriebsdruck variabel einstellbarer 2,0-6,0 bar • Scaneinrichtung • erhitzt die modellabgewandte Folienseite 	<ul style="list-style-type: none"> - K-7-Einsatz (Stumpfaufnahme) zur Fertigung von Gussformteilen für die Kronen- und Brückentechnik - Presseinsatz zum Küvettenpressen - Druck-polymerisations-einsatz
Drufosmart scan [65]		<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • Betriebsdruck 4,0 bar • Scaneinrichtung • erhitzt die modellabgewandte Folienseite 	<ul style="list-style-type: none"> - K-7-Einsatz (Stumpfaufnahme) zur Fertigung von Gussformteilen für die Kronen- und Brückentechnik
Drufosmart [66]		<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • Betriebsdruck 2,5 bar • erhitzt die modellabgewandte Folienseite 	<ul style="list-style-type: none"> - K-7-Einsatz (Stumpfaufnahme) zur Fertigung von Gussformteilen für die Kronen- und Brückentechnik
Erkoform-3d motion [67]	Erkodent, Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafeweiler, Deutschland	<ul style="list-style-type: none"> • Vakuum-Tiefziehgerät • max. Vakuum 0,8 bar • automatisierter Tiefziehvorgang • erhitzt modellabgewandte Folienseite • mittelwelliger Rundrohrinfrarotstrahler 	<ul style="list-style-type: none"> - Occluform-3 Gerät zur okklusalen Adjustierung
Erkoform-3d + [68]		<ul style="list-style-type: none"> • wie Erkoform-3d-motion, ohne automatisierten Tiefziehvorgang 	<ul style="list-style-type: none"> - Occluform-3 Gerät zur okklusalen Adjustierung

Erkopress ci_motion [69]		<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • integrierter Kompressor mit Reserveluftdruck • Arbeitsdruck 6,0 bar • automatisierter Tiefziehvorgang • erhitzt modellabgewandte Folienseite • mittelwelliger Infrarotstrahler 	
Erkopress_ Motion [70]		<ul style="list-style-type: none"> • wie Erkopress ci_motion, externer Druckluftanschluss nötig • regelbare Anformkraft 	
Biostar ® [71]	Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland	<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • Betriebsdruck 0,5-6,0 bar • Scaneinrichtung • erhitzt die modellzugewandte Folienseite • kurzwelliger, thermostatisch gesteuerter IR-Strahler 	
Ministar S ® [72]		<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • Betriebsdruck 0,5-4,0 bar • Scaneinrichtung • erhitzt die modellzugewandte Folienseite • IR-Strahler 	
Twinstar ® P		<ul style="list-style-type: none"> • Druck-Tiefziehgerät • Betriebsdruck 0,1-2,0 bar • erhitzt die modellzugewandte Folienseite • mittelwellig, zeitgesteuerter IR-Strahler 	

Twinstar® V [73]		<ul style="list-style-type: none"> • Vakuum-Tiefziehgerät • Betriebsdruck 0,1-2,0 bar • erhitzt die modellzugewandte Folienseite • mittelwellig, zeitgesteuerter IR-Strahler 	
---------------------	--	--	--

2.2.2 Tiefziehfolien

Das Angebot dentaler Tiefziehfolien ist sehr umfangreich. Tabelle 2-4 zeigt eine Übersicht über aktuell verfügbare Tiefziehfolien und ihren Indikationsbereich.

Tabelle 2-4: Übersicht über aktuell verfügbare dentale Tiefziehfolien [74-101] (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

thermoplastisches Folienmaterial (Abkürzung)	Hersteller/Produktname	Indikation
Polymethylmethacrylat (PMMA)	Erkodent/Erkocryl®	➤ Prothesenbasen, Interimsprothesen, Verbandsplatten, KFO-Dehnplatten, Retentionsplatten
	Scheu Dental/Biocryl® C	➤ Tiefziehschienen
Polypropylen (PP)	Erkodent/Erkolign®	➤ Tiefziehschienen, Aligner, Retainer
	Scheu Dental/Copyplast® C Hardcast®	➤ Tiefziehschienen
	Dreve Dentamid/Drufolen® H	➤ Gussformteile, Übertragungskäppchen, Schablone für Provisorienherstellung
Polyvinylchlorid (PVC)	Scheu Dental/Biocryl® M Brux Checker®	➤ Tiefziehschienen
Polystyrol (PS)	Scheu Dental/Imprelon®	➤ Tiefziehschienen
Polycarbonat (PC)	Dreve Dentamid	➤ Röntgenschablonen, Verbandplatte, Aufbisschienen
Polylactid (PLA)	Erkodent/Erkoplast® PLA-R	➤ Basisplatten, Biss-schablonen, Funktions-löffel, individuelle Löffel

Polyethylen (PE)	Erkodent/Erkolen® Universal-UZF	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Gussformteile, Gusskappchen, Zahnfleischverbände, Medikamententrägerschiene, Schablone zur Provisorienherstellung, Bracketübertragungsschiene ➤ Isolierfolie
	Dreve Dentamid/Drufolen® W	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Bracketübertragungsschiene, Gusskappchen, Platzhalterfolie
Polyethylen niedriger Dicht (PE-LD)	Scheu Dental/Biocryl® Form X Copyplast®	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Röntgenopake Schienen mit Titandioxid ➤ Tiefziehschienen
Polyethylen hoher Dichte (PE-HD)	Scheu Dental/Isofolan®	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Platzhalterfolie
Polyethylenterephthalat (PET)	Dreve/Bio Bleach® hard	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Bleachingschiene, Medikamententrägerschiene
Polyethylenterephthalat -Glycol Copolyester (PET-G)	Erkodent/Erkodur®	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Tiefziehschienen, Gussformteile, Schablone zur Provisorienherstellung, Bohr-, Planungs-, Röntgenschablone, Aligner, Retainer
	Scheu Dental/Duran®	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Tiefziehschienen
	Dreve Dentamid/Biolon®	<ul style="list-style-type: none"> ➤ KFO-Dehnplatten, Mundschutzschienen, Retainer, Aufbisschienen, Röntgenschablonen
Styrol-Butadien-Styrol (SBS)	Erkodent/Erkodur®-S	<ul style="list-style-type: none"> ➤ harte Einlagen bei Sportmundschutzschienen
	Dreve Dentamid/Drufoplast	<ul style="list-style-type: none"> ➤ individuelle Löffel, Röntgenschablone
Ethylenvinylacetat (EVA)	Erkodent/Erkoflex®	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Fluoridierungs-, Medikamententräger-, Sportmundschutz-, Strahlenschutz-, Bracketübertragungs-,

		Positionierungsschienen, Dublierformen
	Scheu Dental/Bioplast®	➤ Tiefziehschienen
	Dreve Dentamid/Drufosoft ® Bio Bleach soft	➤ Tiefziehschienen, Anwendung in der KFO- Technik, Retainer ➤ Bleaching-, Medikamententräger- schienen
Thermoplastisches Polyurethan (TPU)	Scheu Dental/Durasoft® seal	➤ Tiefziehschienen
Doppelseitiges Folienmaterial		
Thermoplastisches Polyurethan/Polyethylen -terephthalat-Glycol Copolyester (TPU/PET-G)	Scheu Dental/Durasoft® pd	➤ Tiefziehschienen
	Erkodent/Erkolog-pro	➤ Schienen aller Art weich/hart
Thermoplastisches Polyurethan/ Polycarbonat (TPU/PC)	Scheu Dental/Durasoft ® pro	➤ Tiefziehschienen
Polyethylenterephthalat/ Ethylvinylacetat (PET/EVA)	Dreve Dentamid/Kombiplast®	➤ funktionelle Schienen

2.2.3 Einflussfaktoren im Tiefziehprozess

Thermoplastische Folien erfahren im Tiefziehprozess eine Materialver Streckung, woraus eine individuelle Dickenreduktion im fertigen Formteil resultiert. Die Literaturrecherche brachte hervor, dass die Materialver Streckung durch drei Prozessparameter bestimmt wird. Diese werden im Folgenden näher beleuchtet:

- **Thermoformwerkzeug**

Das Dentalmodell ist kein standardisiertes Werkzeug, es besitzt eine hohe Variabilität und Individualität. Vertikale und horizontale Flächen gehen in unterschiedlichen Winkeln, kantig oder rund ineinander über. Abhängig vom Zahntyp resultiert ein individueller Folienverzug [102].

Der dentale Thermoformprozess ist eine Kombination aus positiver und negativer Formgebung. Unterschnitte am Modell führen zu einem erhöhten Dickenverlust und sollen durch Ausblockmaßnahmen eliminiert werden. Auch eine Veränderung der vertikalen Modellneigung durch Trimmen oder Einbetten in z.B. Bleigranulat kann Unterschnitte

gezielt reduzieren [54]. Um den Einfluss durch das Thermoformwerkzeug auf thermoplastische Tiefziehfolien zu untersuchen, haben Kojima und Takeda et al. [56] ein spezielles Simulationsmodell entwickelt. Dabei sollte ein Hexaeder aus Gips mit drei unterschiedlichen Neigungsflächen (0° , 45° , 90°) die Oberflächenform eines Dentalmodells und deren Position im Tiefziehgerät simulieren. Ebenso wie Del Rossi und Leyet-Vidal [55] stellten sie fest, dass durch eine Reduzierung der vertikalen Modellhöhe an vertikalen Flächen (vestibulär) ein geringerer Materialverzug und eine gleichmäßigere Wandstärkenverteilung im Formteil resultierte. Takahashi und Araie et al. [103] untersuchten den Abstand zwischen Modellrand und Folienspannrahmen in Abhängigkeit der vertikalen Modellhöhe. Sie fanden heraus, dass der Abstand zwischen Modellrand und Folienspannrahmen größer/gleich der vertikalen Modellhöhe sein muss. Kritische Bereiche am Modell, die wenig Materialverzug erfahren dürfen, sollen in die Gerätemitte platziert werden [104, 105]. Je dünner das Folienmaterial in seiner Ausgangsstärke ist, desto größer ist der negative Einfluss durch einen geringen Modellrand-Folienspannrahmen-Abstand [106]. Yonehata und Maeda et al. [107] untersuchten den Effekt der Restfeuchtigkeit und Temperatur eines Gipsmodells auf die Luftpermeabilität in Vakuumformen. Durch eine Restfeuchtigkeit im Gipsmodell wurde die Luftpermeabilität behindert, es zeigte sich ein schlechter passendes Formteil. Erwärmte Modelle wirkten sich positiv auf die Passung aus.

Die Prozessführung während der Folienerwärmung wird unter anderem von der Foliendicke und dem Folienmaterial bestimmt. Eine dünne hochtransparente Thermoformfolie transmittiert einen hohen Anteil an Wärmestrahlung. Je nach Bauweise des Tiefziehgerätes kann das darunterliegende Abformwerkzeug mit erwärmt werden. Hier muss das Thermoformwerkzeug mit seinem materialspezifischen Absorptionsverhalten in die Prozessführung miteinbezogen werden [61].

- **Erwärmung der Tiefziehfolie**

Dentale Tiefziehgeräte besitzen in der Regel ein Heizelement zur einseitigen Folienerwärmung. Mit einem IR-Strahler (Infrarotstrahler) können Halbzeugmaterialien mit einer Foliendicke von bis zu 2,5 mm einseitig beheizt werden, bei dickeren Folien sollte die Beheizung zweiseitig erfolgen [58]. Beim einseitigen Erwärmen entsteht innerhalb der Folie ein Temperaturgradient [108], der durch Heizzeit und -intensität beeinflusst werden kann [58]. Während der Folienerweichung folgt eine konzentrische Dehnung/Streckung im Folienmaterial (= Foliendurchhang). Der Foliendurchhang wird durch das Eigengewicht

des thermoplastischen Materials bestimmt und nimmt von außen nach innen zu, es kommt zu einer Flächenvergrößerung [105]. Die optimale Erweichungstemperatur wird bei einem Foliendurchhang von 15 mm erreicht [109].

Thermoplastische Folien werden im Extrusionsverfahren hergestellt. Durch die Extrusion entstehen Verzerrungen in der Gitterstruktur, bei erneuter Erwärmung werden angesammelte Spannungen im Material frei (= thermische Schrumpfung). Takahashi et al. [110, 111] stellten fest, dass der Folienvorzug mit der Folienausrichtung im Tiefziehgerät beeinflusst werden kann. Durch eine Folienausrichtung mit der Extrusionsrichtung senkrecht zur Modellmittellinie konnten dickere Sportmundschutzschienen generiert werden. Thermoplastische Folien müssen durchgängig bis in den Umformtemperaturbereich erwärmt werden. Aus einer insuffizienten Erweichung würde ein schlechter passendes Formteil resultieren. Eine Überhitzung hat einen negativen Einfluss auf physikalische Eigenschaften des Materials zur Folge [38]. Durch eine Abstandsvergrößerung zwischen Heizelement und Folie kommt es zu einer gleichmäßigeren Erwärmung im Folienmaterial und zu einem geringeren Vorzug während des Tiefziehens. Um den entsprechenden Foliendurchhang zu erreichen, wird dabei eine längere Heizzeit benötigt [110]. Eine einfache Heizzeitverlängerung (erhöhter Foliendurchhang) ohne Abstandsvergrößerung hätte auf horizontale Flächen (z.B. okklusal) am Formteil negative Auswirkungen [56].

Je nach Gerätebauweise erhält die heizungszugewandte oder -abgewandte Folienseite Erstkontakt zum Dentalmodell. Tiefziehgeräte, bei denen der Kontakt zwischen heizungszugewandter Folienseite erfolgt, generieren besser passende Formteile [112].

- **Formgebung durch das Tiefziehgerät**

Die Formgebung kann unter Einfluss von Vakuum oder Druck erfolgen. Vakuumentiefziehgeräte sind kostengünstiger und einfacher in der Handhabung als Druckluft betriebene Geräte [62, 107]. Bei der Herstellung von Sportmundschutzschienen werden häufiger druckluftbetriebene Tiefziehgeräte verwendet [113]. Das Folienmaterial zeigt im Formgebungsverfahren unter Druckluft eine höhere Ausdünnungsrate (66%) an vertikalen Flächen im Vergleich zur Formgebung unter Vakuum (36%). An Horizontalflächen verhält sich das Material bezüglich Vakuum und Druckluft entgegengesetzt, hier zeigen druckgeformte Formteile eine geringere Ausdünnungsrate (2%) als vakuumgeformte Formteile (11%). Der Materialvorzug scheint unabhängig von der Druckhöhe zu sein [56].

Thermoplastische Folien besitzen eine individuelle Verarbeitungszeit (Temperaturhaltungskapazität). Um die Ausformschärfe und somit die spätere Passung des Formteils zu erhalten, sollen Tiefziehgeräte möglichst schnell ihren maximalen Druck (negativ oder positiv) erreichen [38]. Bei der Herstellung von Sportmundschutzschienen im Vakuumformen zeigte eine verzögerte Zugabe des Vakuums, nämlich nachdem sich die Folie über das Modell gelegt hat, an vertikalen Flächen (labial und bukkal) den geringeren Materialverzug [50]. Eine initiale Vakuumapplikation hingegen hatte eine bessere Passung zur Folge [114].

Bei dem Wiederholen von Tiefziehvorgängen im selben Tiefziehgerät soll eine Abkühlphase von mindestens 10 Minuten eingehalten werden. Bei einem kürzeren Zeitintervall wird die thermoplastische Folie auf der heizungszugewandten Seite überhitzt, daraus resultiert eine negative Beeinflussung der physikalischen Eigenschaften und ein erhöhter Verzug im Formteil [115].

- **Weitere Einflussfaktoren**

Das Tiefziehverfahren ist kein vollautomatisch ablaufender Prozess. Farrington und Coward et al. [113] untersuchten in einer Blindstudie die Reproduzierbarkeit im Thermoformverfahren. Sie stellten fest, dass der Zahntechniker, unabhängig von seiner Berufserfahrung, einen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit von individuell hergestellten Sportmundschutz nahm. Das Alter und die Art des Tiefziehgerätes waren dabei unbedeutend.

2.3 CAD/CAM-Technik

In dieser Doktorarbeit erfolgte die Prüfkörperherstellung auf einem Werkzeug aus Zirkonoxid (ZrO_2). Die Fertigung von zahnmedizinischen Restaurationen aus ZrO_2 kann ausschließlich subtraktiv im CAD/CAM-Verfahren erfolgen. Aufgrund dessen wird nachstehend die Entwicklung der computergestützten Fertigung und der in diesem Zusammenhang stehende digitale Workflow näher beschrieben.

2.3.1 Entwicklung

Als Pioniere der dentalen CAD/CAM-Technologien gelten François Duret (Frankreich), Bruce Altschuler (USA) und Werner Moermann mit Marco Brandestini (Schweiz). 1971 begann Duret mit ersten theoretischen und experimentellen Forschungsarbeiten als er 1984 das Duret-System (später: Sopa Bioconcept System) entwickelte. Young und Altschuler [116] beschrieben 1977 erstmals die Idee der optischen Erfassung mittels Laserholographie. In den 80er Jahren folgten Moermann und Brandestini durch die Entwicklung des ersten Chairside-Systems, das später als CEREC®-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim/Deutschland) Bekanntheit erlangte [117].

Folgende Systeme haben sich neben dem **CEREC®-System (1985)** über das Versuchsstadium hinaus weiterentwickelt [118]:

Das **CELAY-Kopierschleifverfahren (1991)** (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach/Schweiz) ist ein rein feinmechanisches, manuell bedientes Kopierschleifverfahren. Ein Kunststoffmodell der Restauration wird mit einem Taster abgetastet und direkt über eine analog gesteuerte Schleifapparatur aus einem Keramikblock herausgearbeitet [119].

Das **PROCERA®-System (1989)** (Nobel Biocare, Göteborg/Schweden) ist das erste Verfahren mit dem eine vollkeramische Restauration aus dicht gesintertem Aluminiumoxid hergestellt wurde [120, 121]. Durch einen taktilen Scanner (Saphir-Messsonde) werden digitale Daten generiert und im CAD-Verfahren weiterbearbeitet. Die Konstruktionsdaten werden via Internet an ein Herstellungszentrum übermittelt. Aus den digitalen Daten wird in einem standardisierten Herstellverfahren die Gerüststruktur gefertigt [119].

Das **DCS PRECIDENT®-System (1990)** (DCS Dental AG, Allschwil/Schweiz) ist das erste Verfahren mit dem eine Brückenkonstruktion erfasst wurde. Anfangs erfolgte die Generierung der Daten mechanisch/taktil mit einem Digitiser (Abtastarm mit Wolframnadel) [140]. Heute arbeitet DCS Precident berührungslos mit einem Laser-CCD-Scanner (DCS Preciscan®), einer Konstruktionssoftware (DCS DENTOFORM®) und der Fräs- beziehungsweise Schleifeinheit (DCS PRECISPART® und DCS PRECIMILL®) [117].

Weitere Entwicklungen waren das **Cicero®-Verfahren (1993)** (Cicero Dental Systems B.V., Hoorn/Niederlande, jetzt Elephant Dental B.V) und das **DCM-System (1995)** (heute: **Cercon smart ceramics®**, Degudent GmbH, Pforzheim/Deutschland) [118]. Anschließend erfuhr die Dentalbranche eine rasante Entwicklung im CAD/CAM-Bereich.

Die nachfolgende Tabelle zeigt einen Überblick über das Auftreten der CAD/CAM-Systeme von 1998– 2005:

Tabelle 2-5: Historischer Überblick über das Auftreten der CAD/CAM-Systeme [118]

Jahr	CAD/CAM-System	Hersteller
1998	cad.esthetics® (früher: DECIM)	Cad.esthetics AB, Skelleftea/Schweden
	Pro 50™	Cynovad, Saint-Laurent/Kanada
1999	Digident®	Girrbach Dental GmbH, Pforzheim/Deutschland, jetzt digident GmbH
	GN-1®	GC Corporation, Tokio/Japan
2001	Etkon®	Etkon AG, Gräfelting/Deutschland
	KaVo Everest® CAD/CAM	KaVo, Biberach/Deutschland
	Lava™	3M ESPE AG, Seefeld/Deutschland
	EDC®	Wieland Dental + Technik GmbH, Pforzheim/Deutschland
	WOL-CERAM®	Wol-Dental GmbH, Ludwigshafen/Deutschland
2002	Bego Medifactoring®	Bego Medical GmbH, Bremen/Deutschland
2003	Ce.novation®	Inocermic, Hermsdorf/Deutschland
	Perfactory®	Envisiontec GmbH, Gladbeck/Deutschland
	xawex™ Dentalsystems (früher: ZFN-Verfahren)	I-Mes, Eiterfeld/Deutschland jetzt xavex, Ebmatingen/Schweiz
	Hint-Els® DentaCAD Systeme	Hint-Els GmbH, Griesheim/Deutschland
	Incise™	Renishaw plc, Gloucestershire/Großbritannien
2005	3Shape DentalDesigner™	3Shape A/S, Kopenhagen/Dänemark
	ADG-SW® Automatic Denture Generation – System Weigl	Automatic Dental Solutions GmbH, Frankfurt/Deutschland
	CADCOM4™	Schütz-Dental GmbH, Rosbach/Deutschland
	DiCube®	DST Swiss AG, Eglisau/Schweiz
	FreeD-Scan®	Smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum/Deutschland

	Zeno® Tec	Wieland Dental + Technik GmbH, Pforzheim/Dutschland
--	-----------	--

2.3.2 Digitaler Workflow

Die digitale Prozesskette besteht aus drei Arbeitskomponenten [122]:

1. Datenerfassung/Digitalisierung

Für die *Datenerfassung* können mechanisch-taktile oder optisch-berührungsfreie Digitalisierungsverfahren angewendet werden. *Taktile Verfahren* funktionieren über einen Taster (PROCERA®), *optisch-berührungsfreie Verfahren* arbeiten nach dem Prinzip der Triangulation. Hier werden von einem Projektor Laserpunkte, -linien oder (Weiß-)Licht auf ein Objekt abgegeben. Das reflektierte Licht wird unter einem definierten Triangulationswinkel auf einen Detektor (PSD-Sensor oder CCD-Kamera) abgebildet. Die erfassten Intensitätswerte werden im Anschluss in 3D-Messpunkte (*Punktewolken*), die jeweils durch x-, y-, und z-Koordinaten definiert sind, umgerechnet [123-125].

2. Computergestützte Konstruktion

Durch ein *computergesteuertes Modellierungsverfahren* erfolgt die Aufbereitung der Punktewolken. Die Punktewolken stehen in der Regel im ASCII-Format (American standard Code for Information Interchange) zur Verfügung und sind als Klartext gespeichert. Mittels Flächenrückführung werden die Messdaten in ein geeignetes Format umgewandelt. Das STL-Format (Standard Triangulation Language) ist neben dem IGES- (Initial Graphics Exchange Specification) und DXF-Format (Drawing Interchange File) am gängigsten, da es im Datentransfer zwischen unterschiedlichen Systemen die wenigsten Probleme bereitet. Bei der computergestützten Konstruktion sollen klinische Erfahrungen und Erkenntnisse aus der Werkstoffkunde mitberücksichtigt werden. Dem Anwender stehen für diesen Schritt in der Software verschiedenen Tools, z.B. virtuelles Aufwachsen, zur Verfügung [126].

3. Computergestützte Fertigung

Die Konstruktionsdaten werden in eine maschinenlesbare Werkzeugbahn (Fräsbahn) überführt. Hier müssen verschiedene Faktoren, wie Werkzeug-, Maschinen- und Materialparameter und technologiebedingte Dimensionsänderungen, von der CAM-Einheit berücksichtigt werden [126]. Die Umrechnung erfolgt durch den Postprozessor, ein spezielles Software-Modul das Werkzeugparameter (Drehzahl, Werkzeugbewegungen, Kühlung) in das NC-Format der Fräseinheit und ihrer CNC-Steuerung (computerized numerical control, rechnergestützte numerische Steuerung) überträgt. Fräseinheiten unterscheiden sich in ihrer Anzahl der Bewegungsachsen und Freiheitsgrade (drei-, vier-, fünfachsig) mit Zunahme der Achsen steigt auch die Komplexität der Fräsbahnberechnung [118, 122]. Je nach örtlicher Verfügbarkeit der Systemkomponenten ergeben sich unterschiedliche Produktionskonzepte [122] (Abbildung 3):

Im **Chairside-Verfahren** findet die Datenerfassung in Form einer computergestützten intraoralen Abformung (CAI, Computer Aided Impressioning) statt [127]. Anschließend kann der digitale Workflow durch die zahnärztliche Praxis oder durch das Dentallabor weitergeführt werden [139].

Im **Labside-Verfahren** ist der digitalen Datenerfassung eine manuelle Abformung mit anschließender Modellherstellung vorausgenommen. Bei der **zentralisierten Fertigung** (Outsourcing) werden vom Dentallabor digitalisierte beziehungsweise konstruierte Daten per Internet an ein Fertigungszentrum übermittelt.

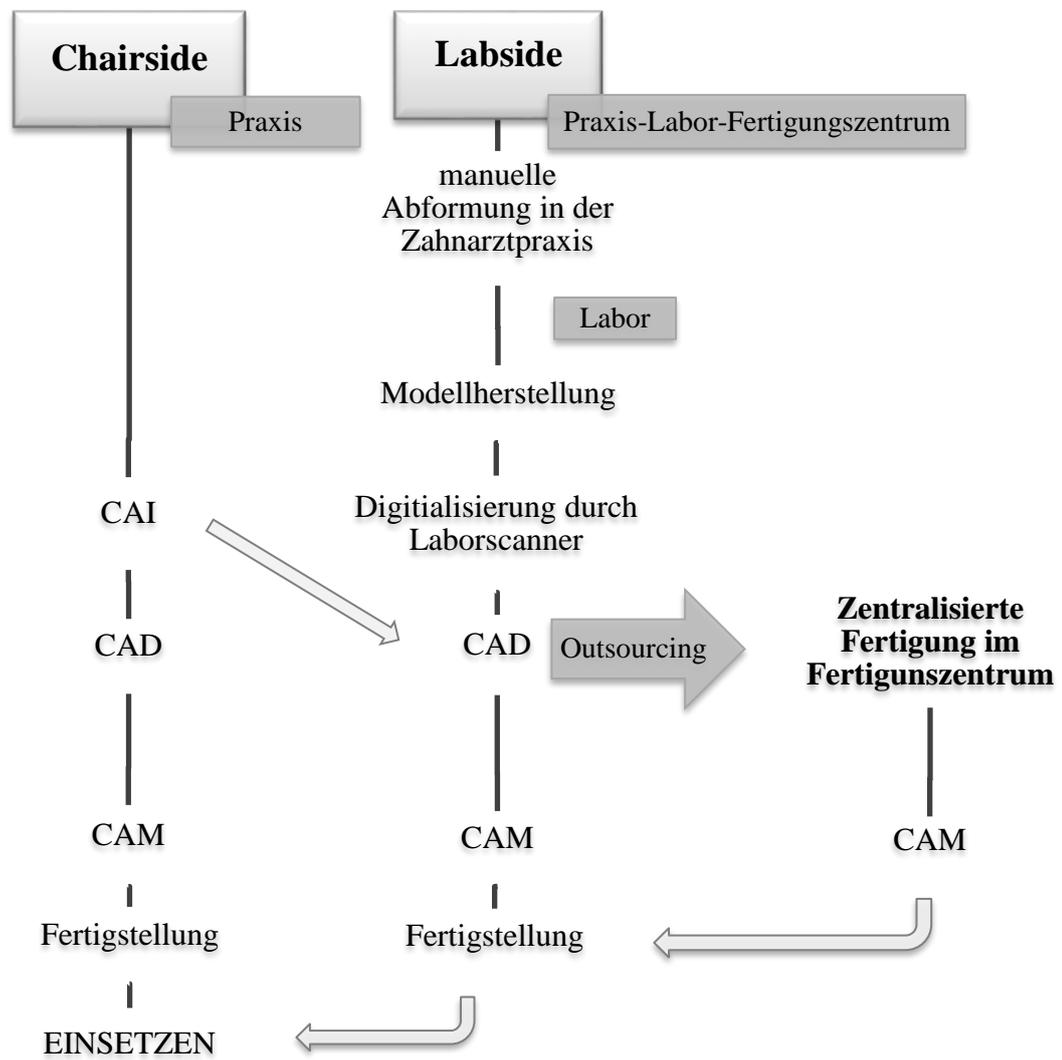


Abbildung 3: Übersicht über digitale Fertigungsstrategien

3 Ziel dieser Arbeit

Der Verzug von thermoplastischen Folien im Thermoformverfahren wurde in zahlreichen Studien auf unterschiedliche Faktoren hin untersucht [56]. Am häufigsten wurden Oberkiefermodelle als Werkzeug zur Prüfkörperherstellung verwendet [54]. Es fiel auf, dass unabhängig von der Werkzeugform immer Dentalgips als Material verwendet wurde. Yonehata und Maeda et al. [107] untersuchten Gips als Werkzeugmaterial und stellten fest, dass die Materialdicke des Thermoformwerkzeugs einen Einfluss auf die Passung des Formteils nimmt. Bei der Herstellung von Zahnersatz wird zukünftig, durch die Möglichkeit der intraoralen Datenerfassung, eine vollständige Digitalisierung stattfinden [128]. Es ist bereits möglich, eine Tiefziehverblendung aus Polyetheretherketon (PEEK) auf ein CAD/CAM gefertigtes ZrO₂-Gerüst zu generieren [42]. In dieser Arbeit sollte der Einfluss verschiedener Faktoren im Thermoformverfahren auf thermoplastische Folien untersucht werden.

Ziel dieser Arbeit war es, eine Aussage über den Verzug von Tiefziehfolien in Abhängigkeit von unterschiedlich stark reduzierten Stumpfgeometrien zu treffen. Dabei wurde die Materialstärke (Dicke) der Prüfkörper nach dem Prozess des Thermoformens analysiert. Es wurde ein Versuchsaufbau konzipiert, der es ermöglichte, standardisierte Prüfkörper zu generieren. Neben den Faktoren *Messpunkt* und *Operator* wurden der *Einfluss durch die Kronenposition* und *-reduktion* überprüft.

Die zu untersuchenden Hypothesen lauteten:

1. Die Schichtdicke der Folie ist unabhängig vom Messpunkt
2. Die Position der Krone im Tiefziehgerät (Kronennummer) nimmt keinen Einfluss auf den Verzug der Tiefziehfolie.
3. Der Operator hat beim Vermessen der Prüfkörper einen Einfluss auf die Dicke der Tiefziehfolie.
4. Die okklusale Reduktion nimmt einen Einfluss auf den Materialverzug.

4 Material und Methode

Im Folgenden wird der Versuchsaufbau zur Herstellung der Prüfkörper näher beschrieben und die Methode der Vermessung wird dargestellt. Die verwendeten Materialien sind gesondert in einer Tabelle (Tabelle 4-1) aufgelistet.

4.1 Übersicht

Abbildung 4 stellt die schematische Darstellung des Versuchsaufbaus dar. Für die Prüfkörperherstellung wurden drei Versuchsmodelle konzipiert, die sich in der okklusalen Reduktion der Krone unterschieden. Je Modell konnten sieben identische Kronenpositionen eingenommen werden. Es wurden 21 Prüfkörper generiert, die von drei Operatoren an acht definierten Messpunkten manuell vermessen wurden. Insgesamt wurden 504 Messwerte erfasst.

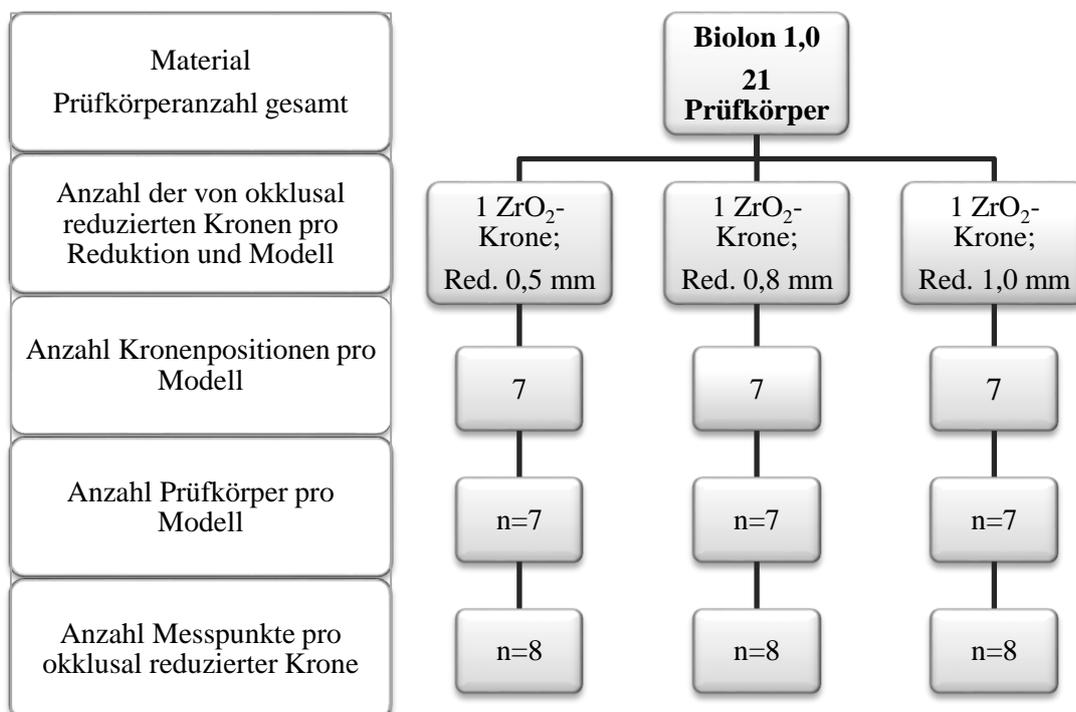


Abbildung 4: Übersicht Material und Methode, Versuchsaufbau

4.2 Material

Tabelle 4-1 bildet die zur Prüfkörperherstellung verwendeten Materialien, hinsichtlich ihrer Produktnamen, den entsprechenden Herstellern, Lotnummern sowie deren Zusammensetzung, ab.

Tabelle 4-1: Produktbezeichnung, Hersteller, LOT Nr. und Zusammensetzung der verwendeten Materialien

Produkt	Hersteller	Lotnummer	Zusammensetzung (Gew %)
pico-rock® 280	picodent® Dental-Produktions- und Vertriebs-GmbH, Wipperfürth/ Deutschland	160112507	Calciumsulfat x 0.5 H ₂ O, 95-100
Artispray, weiß	Dr. Jean Bausch GmbH & Co KG, Köln/Deutschland	A2183	Isobutan mit Farbstoffen
DD Bio ZX² translucent	Dental Direkt Handels GmbH, Spenge/Deutschland	0077-24	Zirkoniumoxid, 70-100 Aluminiumoxid, 0-1 Yttriumoxid, 3-15 Hafniumoxid, 1-5 Weitere Oxide, < 1
Biolon, glasklar Dicke: 1,0 mm Ø 120mm	Dreve Dentamid GmbH, Unna/Deutschland	3753059	Polyethylenterephthalat
Pattern Resin LS	GC America INC. Alsip/USA	1401151	Methyl-methacrylat, 50-70 Methoxyethylmethacrylate, 10-25 Ethyl-methacrylat, 5-10 N, N-dimethyl-p-toluidin, 1-5 2-(2H-Benzotriazol-2-yl)-p-kresol, 0.5-1 Ethandiol-1,2-dimethacrylat, 0.5-1
Dubliersilikon, Adisil blau 1:9	SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar/Deutschland	151084	Dimethylpolysiloxan – Füllstoffgemisch vulkanisiert
Solvitan	Voco GmbH; Cuxhaven/Deutschland	1510481	Orangenterpen, 50-100 Fettalkohol, ethoxyliert, 5-10 Petroleumbenzin, 5-10 Propan-2-ol, 5-10 Benzolsulfonsäure, C 10-13 Alkylderivate, Natriumsalze, 5-10 Kokosnussfettsäureamid, ≤ 2.5 Citral, ≤ 2.5

4.3 Methode

Die Herstellung der Prüfkörper gliedert sich in mehrere Abschnitte. Als erstes wird auf die Generierung der drei ZrO₂-Kronen eingegangen (4.3.1). Danach folgt die Herstellung der Mastermodelle (4.3.2) mit den einzelnen Arbeitsschritten (a-e) und abschließend wird das Tiefziehen der Prüfkörper (4.3.3) mit der manuellen Vermessung abgehandelt (4.3.4).

4.3.1 Konstruktion und Fertigung der okklusal reduzierten Kronen

Für die Herstellung der okklusal reduzierten Kronen aus Zirkonoxid (DD Bio ZX² translucent, Dental Direkt GmbH, Spenge/Deutschland) wurde ein vollanatomischer Molar (26) in einer CAD/CAM-Software (Tizian CAD/CAM, Schütz Dental GmbH, Rosbach/Deutschland) digitalisiert und im CAD-Verfahren um jeweils drei definierte Werte (0.5 mm, 0.8 mm, 1.0 mm) von okklusal reduziert. Die Daten wurden im STL-Format abgespeichert und anschließend in maschinenlesbare Werkzeugbahnen überführt.

Zur Generierung der Datensätze wurde ein Scanmodell hergestellt, das es ermöglichte, den Molar auf- und abzunehmen. Dafür wurde auf einer Distanzplatte (Distanzplatte ‚G‘, 10 mm; Schütz Dental GmbH) ein Modell aus Gips gefertigt, das den Molaren über Jetpins® (Jan Langner GmbH, Gmünd/Deutschland) mobil gestaltete. Dieses Modell konnte über ein Magnetplattensystem (Amann Girrbach GmbH, Pforzheim/Deutschland) im Scanner (Tizian Smart Scan; Schütz Dental GmbH) eingebracht werden. Um einen spiefreien Scan der Molaroberfläche zu gewährleisten, wurde diese mit Scan-Spray (Artispray weiß, Dr. Jean Bausch GmbH & Co KG Köln/Deutschland) behandelt, dabei wurde das Objekt aus circa 15 cm Entfernung, durch einen Sprühstoß pro Zahnfläche gleichmäßig benetzt. Die Abbildung 5 zeigt das im Scanner platzierte Scanmodell.



Abbildung 5: Scanmodell im Tizian Smart Scan, Schütz Dental GmbH

Für die Voreinstellung in der Scan-Software (Tizian Smart-Scan 2.8.0, Schütz Dental GmbH) wurde „Wax-up reduziert“ gewählt. Das Wax-up stellte der vollanatomische Molar dar. Für den Scanvorgang wurde der Molar vom Scanmodell entfernt und die Modelloberfläche wurde über einen Streifenlichtscan erfasst. Nach visueller Kontrolle der Datenerfassung und den nötigen Nachscans wurde der vollanatomische Molar auf das Modell zurückgesetzt und eine erneute Datenerfassung folgte. Nach dem Matching der Einzeldaten wurde im Anschluss das CAD-Programm (Tizian Creativ RT, Workflow 1.0, Schütz Dental GmbH) gestartet. Das Anzeichnen der Präparationsgrenze erfolgte auf dem virtuell vorliegenden Modellsockel mit einem Durchmesser von circa 1.0 mm, da nur so ein fräsbarer Datensatz generiert werden konnte (Abbildung 6a). Nach der Markierung der Fläche, die nicht reduziert werden sollte (Abbildung 6b), erfolgte im Programmfenster „Schrumpfen“ die Eingabe der Reduktion. Nach jeder Reduktion wurde der jeweilige Datensatz im STL-Format abgespeichert (Abbildung 6c).

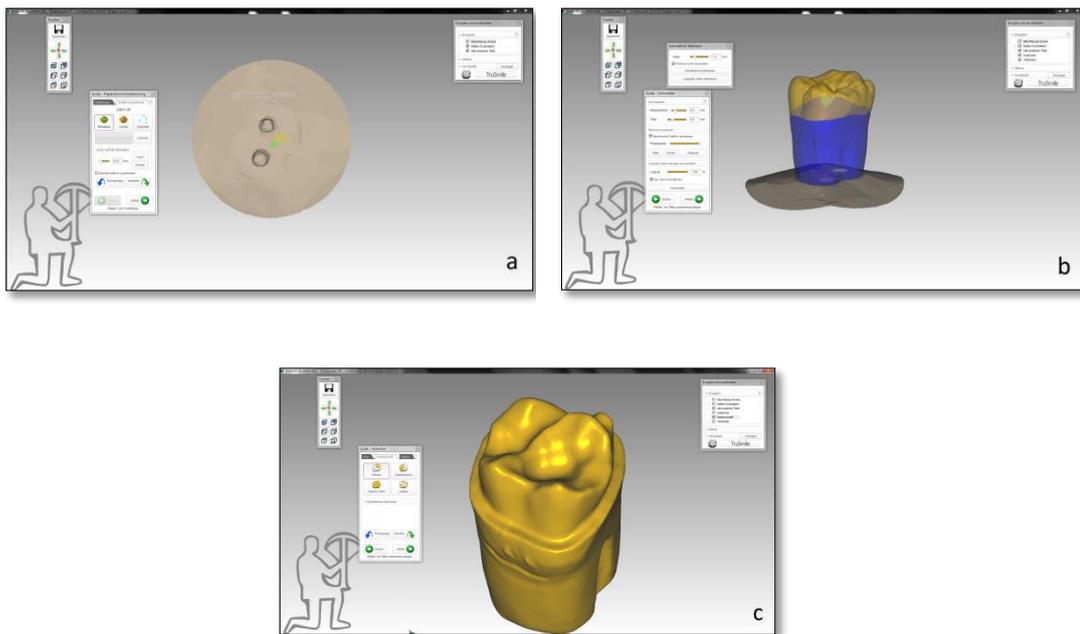


Abbildung 6: CAD-Software Tizian Creativ RT; Schütz Dental GmbH

a) Anzeichnen der Präparationsgrenze auf dem Modellssockel

b) Markierung der nicht zu reduzierenden Bereiche

c) Final konstruierter Prüfkörper

Nachdem über die CAM-Software (Tizian CUT V6.10.83, Schütz Dental GmbH) das Nesting der STL-Datensätze abgeschlossen war, wurde ein Zirkonoxid-Rohling in die Fräseinheit (Tizian Cut 5 smart plus, Schütz Dental GmbH) eingesetzt und der Fräsvorgang wurde gestartet.

Im Anschluss wurden die Zirkonoxid-Kronen aus dem Rohling (Abbildung 7) mit einer kreuzverzahnten, konisch, spitz zulaufenden Hartmetallfräse (H257REF, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/Deutschland) vorsichtig herausgetrennt und mit einer weißen, universal einsetzbaren Silikonlinse (9627, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) geglättet. Bei der Bearbeitung ohne Wasserkühlung und einer geringen Drehzahl von circa 10 000 U/min war darauf zu achten, dass der Anteil unterhalb der Zahnkrone einen Konuswinkel von circa 6° aufwies, sodass das spätere Entnehmen der okklusal reduzierten Krone aus dem Mastermodell sichergestellt war.

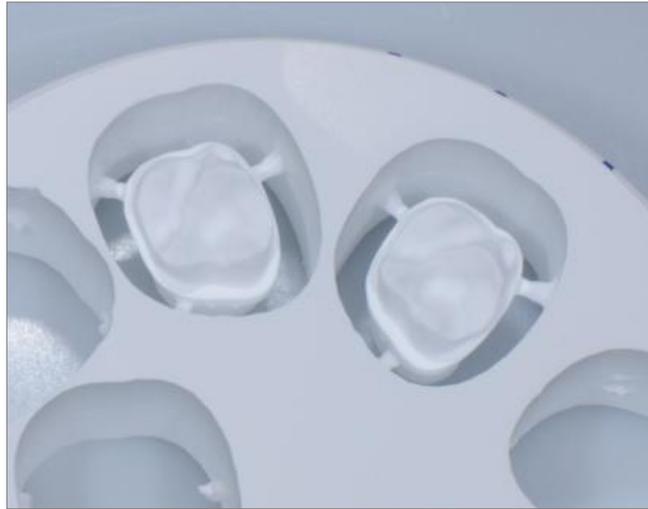


Abbildung 7: Geprägte Zirkonoxidkronen vor dem Heraustrennen aus dem Rohling

Im Hochtemperaturofen, mit Heizelementen aus Molybdän-Disilizid (LHT 02/16, Nabertherm GmbH, Lilienthal/Deutschland) wurden die Zirkonoxid-Kronen endgesintert. Hierzu wurden die Kronen in einen Chargenbehälter mit Sinterperlen gelegt und in die kalte Ofenkammer gestellt. Der Sinterprozess wurde über Nacht durchgeführt und verlief in drei Phasen (Tabelle 4-2). Nach zwei Aufheizphasen mit je einer Temperaturhaltung und einer Abkühlphase, konnten die endgesinterten Kronen zur Weiterverarbeitung entnommen werden. Insgesamt dauerte dieser Vorgang 550 min.

Tabelle 4-2: Übersicht Sinterparameter

		Temp. 1 [°C]	Temp. 2 [°C]	Aufheizrate [°C/min]	Haltezeit [min]	Zeit [min]
1. Phase	Aufheizen	20	900	8		110
	Halten	900	900		30	30
2. Phase	Aufheizen	900	1450	3		165
	Halten	1450	1450		120	120
3. Phase	Abkühlen	1450	200	10		125
Gesamt						550

4.3.2 Herstellung der Mastermodelle

Die Herstellung der Mastermodelle kann in fünf Arbeitsschritte (a-e) eingeteilt werden. Das Konzept beruhte auf den Grundlagen der zahntechnischen Frästechnik (Herstellung eines Frässockels) mit dem Unterschied, dass drei einzelne Modelle generiert wurden, die in ihren Kronenpositionen identisch waren.

Hierfür wurde ein Fräsgerät (F4/basic, Dentsply Sirona GmbH, Bensheim/Deutschland) mit einer modifizierten Übertragungsspinne (siehe Arbeitsschritt d, Abbildung 11) verwendet. Pro Modell sollten sieben Kronenpositionen möglich werden. Dafür wurden je ZrO₂-Krone sieben Dublikatkronen (siehe Arbeitsschritt b, Abbildung 9) aus Gips gefertigt. Um kongruente Modelle zu generieren, wurde vorab ein Positionierungssockel (siehe Arbeitsschritt c, Abbildung 10) hergestellt. Als Arbeitsgrundlage diente eine tiefgezogene Modellsockelform (Arbeitsschritt a).

a) Modellsockelform

Das Grundgerüst für ein Mastermodell lieferte eine tiefgezogene Folie (Biolon 1,0; Dreve Dentamid GmbH, Unna/Deutschland). Dafür wurde das Druck-Tiefziehgerät (Drufomat scan, Dreve Dentamid GmbH) (Abbildung 8) mit dem F-Einsatz (Formtischeinsatz) und der Einsatzschale bestückt. Nachdem die Isolierfolie von der Tiefziehfolie entfernt wurde, wurde diese auf den Plattenteller aufgelegt und mit dem Spannring fixiert. Anschließend erfolgte der Prozess des Thermoformens nach Herstellerangaben. Nach einer Aufheizzeit von 110s wurde die Modellsockelform bei einem Druck von 6,0 bar in die Einsatzschale tiefgezogen. Es folgte eine Abkühlphase von 110s, danach konnte die fertige Modellsockelform zur Weiterverarbeitung entnommen werden.

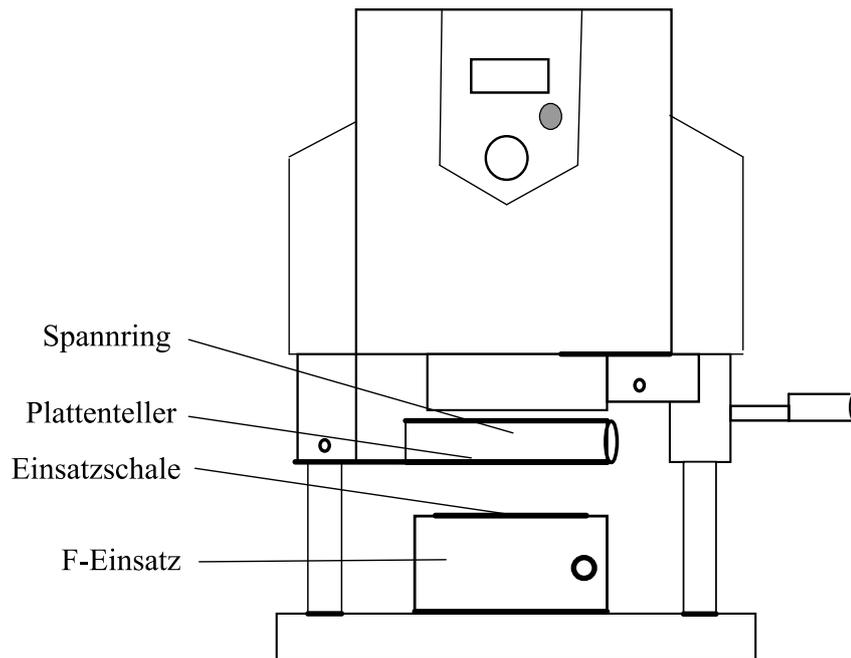


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Druck-Tiefziehgeräts Drufomat scan, Dreve Dentamid GmbH [64]

b) Duplizieren der Krone

Um die dreidimensionale Lagesicherung der okklusal reduzierten Krone zu gewährleisten, wurden von jeder Reduktion sieben Duplikate angefertigt. Dafür wurde die Krone mit der Okklusalfäche nach unten auf den Boden einer Kunststoffform aufgewachst. Nachdem das Dubliersilikon (Adisil blau 1:9, SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar/Deutschland) manuell in einem Verhältnis von 1:9 gleichmäßig angemischt und in einem Abstand von circa 40 cm Höhe in die Kunststoffform gegossen wurde, konnte diese nach 30 min Verweildauer unter 4,0 bar Druck entformt werden. Anschließend wurden die drei Dublierformen je siebenmal mit Gips ausgegossen. Hierzu wurden 100 g Gips mit 20 ml destilliertem Wasser in einem Vakuumanrührgerät (Multivac® Compact, Dentsply Sirona GmbH) 40s angerührt. Nach 45 min Abbindezeit konnten die Duplikate zur Weiterverarbeitung entformt werden.



Abbildung 9: Gipsduplikate mit Dublierform

c) Positionierungssockel

Die horizontale Lagesicherung der Kronenpositionen erfolgte über die Herstellung eines Positionierungssockels. Dafür wurde, analog der Beschreibung unter 4.3.2 a, eine tiefgezogene Modellsockelform verwendet. Nachdem diese mit Gips aufgefüllt und eine plane Tiefziehfolie langsam vom Rand über die Mitte hinweg aufgeschoben worden war, konnte eine zur Tischebene parallele Oberfläche erreicht werden. Auf diese Fläche, die einen Durchmesser von 101 mm aufwies, wurden sieben Positionen aufgezeichnet, die der basalen Kronenfläche entsprachen. Dabei wurde jeder Kronenposition eine Nummer zugeordnet. Die Ausrichtung der Positionen orientierte sich an der ersten Kronenposition, die mit ihrem Mittelpunkt auf der Modellmitte platziert wurde und mit der Bukkalfläche in Richtung 10 Uhr zeigte. Die weiteren sechs Positionen wurden mit einer hohen Variabilität um diese Position herum verteilt. Um eine reproduzierbare Position des Positionierungssockels im Fräsgerät sicherzustellen, wurde mittels einer Trennscheibe eine Markierung am oberen Rand des Positionierungssockels angebracht. Anschließend wurde der Positionierungssockel so ausgerichtet, dass dessen Mittelpunkt mit der Spindelmitte des Fräsgerätes übereinstimmte. Danach wurde die mittels Trennscheibe (9507.900.250, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) angebrachte Markierung mit einem Permanentmarker auf den Magnettisch des Fräsgerätes übertragen.

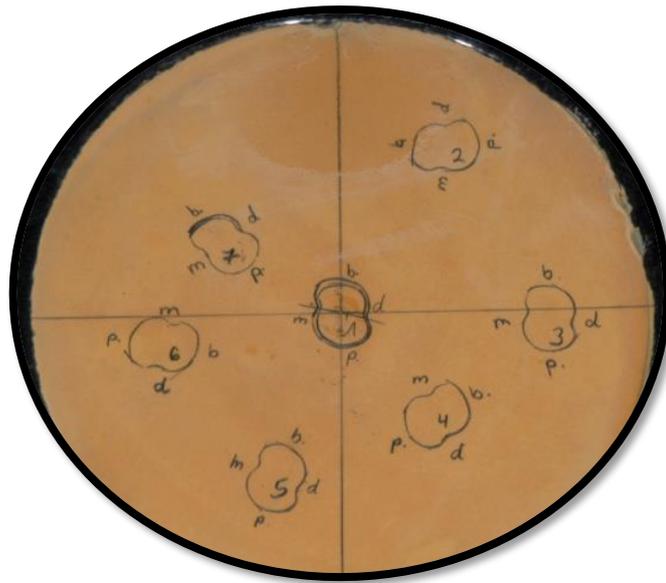


Abbildung 10: Positionierungssockel mit aufgezeichneten Positionen der Kronen

d) Modifizierte Übertragungsspinne

Neben dem Positionierungssockel wurde für die horizontale Lagesicherung der Kronenpositionen eine Übertragungsspinne modifiziert. Hierfür wurde aus einem Lochblech mit einer Rundlochung von 5 mm und einer Lochweite von 3 mm ein Kreis ausgeschnitten, der einen Durchmesser von 100 mm aufwies. Eine herkömmliche Übertragungsspinne wurde dann durch Pattern Resin LS mit dem Lochblech verbunden. Die reproduzierbare Ausrichtung der Spinne wurde mit einer Markierung am Spinnenteller (Lochblech) sichergestellt.



Abbildung 11: Gipsduplikate auf dem Positionierungssockel mit modifizierter Übertragungsspinne

e) **Modellsockel**

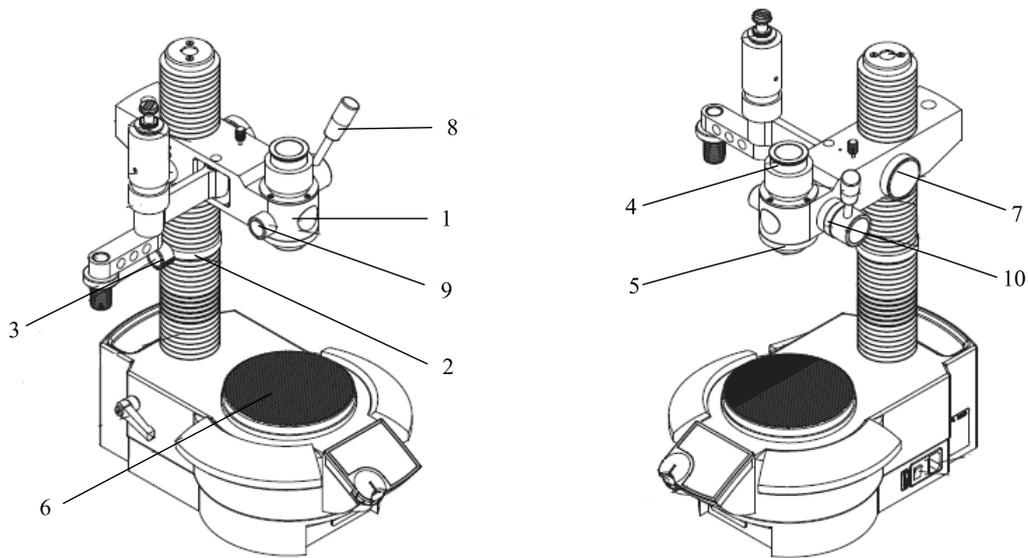


Abbildung 12: Fräsgerät (F4/basic, Dentsply Sirona GmbH)
Quelle: Degudent F4/basic-Gebrauchsanweisung [129]

Abbildung 12 zeigt das für die Herstellung des Modellsockels verwendete Fräsgerät (F4/basic, Dentsply Sirona GmbH). Die Herstellung erfolgte mittels des horizontalen Trägerarms (1). Dafür wurde der Höhenanschlagring (2) ganz nach unten geschoben und mit der Höhenanschlagfixierung (3) arretiert. Der horizontale Trägerarm (1) wurde senkrecht zur Tischkante ausgerichtet und ebenfalls arretiert, die Frässpindel wurde in die Spindelhalterung (4) eingesetzt und die Spindelfixierung (5) wurde angezogen. Anschließend konnte der Positionierungssockel auf den Magnettisch (6) aufgesetzt und durch die angebrachten Markierungen ausgerichtet werden. Nachdem die Dublikatkronen gegen Gips isoliert wurden (Super Sep; Kerr GmbH, Rastatt/Deutschland), konnten diese an den vorgezeichneten Stellen aufgestellt werden. Die Übertragungsspinne wurde in die Spindel eingesetzt. Dann wurde der horizontale Trägerarm (1) mit dem Höhenverstellungsrund (7) nach unten gedreht, bis dieser einen Kontakt mit dem Höhenanschlagring (2) erhielt. Um die Polymerisationsschrumpfung des Pattern Resins LS (GC America INC. Alsip/USA) gering zu halten, wurde der Spalt zwischen den Duplikatkronen und dem Spinnenteller mit dem Justierhebel (8) auf ein Minimum verringert und mit der Hubfixierung (9) arretiert. Der Wert der Absenkung wurde vom Skalenring (10) abgelesen und notiert. Anschließend wurde Pattern Resin LS nach

Herstellerangaben angemischt und zwischen Spinnenteller und Duplikatkronen eingebracht. Nach Abbinden des Kunststoffes wurde die Hubfixierung (9) gelöst und der Positionierungssockel entfernt.

Für den Modellsockel wurde eine tiefgezogene Modellsockelform modifiziert (Abbildung 13). Hierfür wurde am oberen Rand eine Markierung zur richtigen Positionierung auf dem Magnettisch mittels Permanentmarker angebracht. Um einen gleichmäßigen Druckaufbau während des Tiefziehprozesses sicherzustellen, musste am Boden der Modellsockelform ein Wachsdraht, der einen Durchmesser von 1.2 mm aufwies und somit der Öffnung der Einsatzschale des Tiefziehgerätes entsprach, angebracht werden. Anschließend wurde die Modellsockelform bis zur Oberkante mit Gips befüllt. Nachdem die befüllte Modellsockelform auf dem Magnettisch (6) platziert war, konnte die Übertragungsspinne abgesenkt werden. Dabei wurde die Absenktiefe auf 10 mm festgelegt. Es war darauf zu achten, dass der zuvor notierte Wert addiert werden musste. Die Hubfixierung (9) wurde angezogen und die Gipsabbindezeit von 45 min abgewartet. Danach konnten die Feststellungen gelöst, die Übertragungsspinne entfernt und die Duplikate herausgelöst werden. Die Markierung am Modellrand wurde mit einer Trennscheibe (9507.900.250, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) in den Modellsockel übertragen. Danach wurde der Modellrand abgetrennt und mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse (H77ACR, Gebr. Brasseler GmbH und Co KG) versäubert. Der Wachsdraht wurde mit dem Dampfstrahler (D-S 100 A, Harnisch+Rieth GmbH & Co.KG, Winterbach/Deutschland) entfernt und die Modelloberfläche auf einem Schleifpapier abgezogen. Zuletzt wurden die Kronenfächer mit ihrer jeweiligen Nummer versehen (Abbildung 14).



Abbildung 13: Übertragungsspinne mit fixierten Gipsduplikaten und modifizierter Modellsockelform



Abbildung 14: Final nummerierter Modellsockel



Abbildung 15: Okklusal reduzierte Krone in Position 1

4.3.3 Tiefziehen der Prüfkörper

Die Prüfkörperherstellung erfolgte im Druck-Tiefziehgerät (Druformat scan, Dreve Dentamid GmbH). Eine Markierung am F-Einsatz (Abbildung 8) kennzeichnete die Position des Modellsockels im Tiefziehgerät, diese musste mit der Markierung am Modellsockel übereinstimmen. Nachdem die Isolierfolie abgezogen war, konnte mit dem Tiefziehvorgang begonnen werden. Die Kronenpositionen wurden von 1 bis 7 nacheinander je Mastermodell tiefgezogen. Die nicht belegten Positionen wurden mit Knetsilikon (Optosil, Kulzer GmbH, Hanau/Deutschland) vorübergehend ausgeblockt. Um eine standardisierte Herstellung der Prüfkörper beizubehalten, wurden die Knetsilikonkörper nicht verworfen, sondern beim nächsten Tiefziehvorgang wieder in das jeweilige Fach zurückgesteckt. Pro Prüfkörper wurde eine Tiefziehfolie (Biolon, Dreve Dentamid GmbH) ohne Isolierfolie, mit der Dicke von 1.0 mm und einem Durchmesser von 120 mm, verwendet. Der Prozess des Thermoformens erfolgte nach Herstellerangaben, analog dem Vorgehen bei 4.3.2 a.

Im Anschluss wurde jeder Prüfkörper nach Position (Kronennummer 1-7) und Reduktion (0,5; 0,8; 1,0) beschriftet, mit einem Dreikant Fräser (H219, Gebr. Brasseler GmbH und Co KG) herausgetrennt und mit einer herkömmlichen kreuzverzahnten Hartmetallfräse (H77ACR, Gebr. Brasseler GmbH und Co KG) versäubert (Abbildung 16).



Abbildung 16: Final beschriftete Prüfkörper

4.3.4 Manuelle Vermessung der Prüfkörper

Für die manuelle Dickenmessung der Prüfkörper wurden acht Messpunkte festgelegt (Abbildung 17). Die Vermessung erfolgte durch einen analogen Messtaster mit einer Genauigkeit von 0.01 mm. Um einen anwenderbedingten Einfluss auszuschließen wurden die Prüfkörper von drei verschiedenen Operatoren (FH, MH, MP) unter denselben Bedingungen vermessen.



Bezeichnung	Abkürzung
1. mesiobukkale Höckerspitze	mbHS
2. distobukkale Höckerspitze	dbHS
3. distale Randleiste	dRL
4. distopalatinale Höckerspitze	dpHS
5. mesiopalatinale Höckerspitze	mpHS
6. Grube am tuberculum carabelli	TC
7. zentrale Grube okklusal (Fovea)	oZG
8. Präparationsrand bukkal Mitte	bPräp

Abbildung 17: Nomenklatur der Messpunkte

4.4 Statistische Auswertung

Die Messergebnisse der drei Operatoren wurden als Excel-Datei abgespeichert und mit der Software SPSS (IBM Statistics Version 23, IBM, Armonk/USA) analysiert. Dabei wurden explorative Datenanalysen durchgeführt und deskriptive Statistiken (Mittelwert [MW], Standardabweichung [SD], 95 % Konfidenzintervall [95 % KI], Minimum [Min.], Median [Media] und Maximum [Max.]) berechnet. Zur Erfassung der Normalverteilung wurden der Kolmogorov-Smirnov- und der Shapiro-Wilk-Test verwendet. Für die globale Analyse der einzelnen Faktoren (Messpunkt, Kronennummer, Operator, Reduktion) wurden die Mittelwerte mittels univariater Varianzanalysen (ANOVAs) geprüft und deren Effektstärke anhand des partiellen Eta Quadrates [η_p^2] interpretiert [130]. Zur Bestimmung der signifikanten Unterschiede zwischen den Faktorstufen wurden die post-hoc-Tests nach Scheffé und Tukey herangezogen. Für alle angewandten statistischen Tests wurde das Signifikanzniveau auf 5 % festgelegt.

Um den Folienverzug zu visualisieren, wurde die Änderungsrate mit folgender Formel berechnet [53]:

$$(T' - T) / T \times 100 [\%]$$

T' = Foliendicke nach der Formgebung

T = Foliendicke vor der Formgebung

5 Ergebnisse

Die dreifaktorielle ANOVA offenbarte einen signifikanten Einfluss durch die Faktoren *Messpunkt* ($p < 0,001$) und *Operator* ($p = 0,030$). Die Reduktion war nicht signifikant ($p = 0,340$) (Tabelle 5-1). Auf dieser Grundlage wurde erneut eine ANOVA mit gepoolten Werten der Reduktion erstellt. Diese offenbarte einen signifikanten Einfluss durch die Faktoren *Messpunkt* ($p < 0,001$) und *Kronennummer* ($p < 0,001$) sowie einen Zusammenhang zwischen diesen beiden Faktoren ($p < 0,001$) (Tabelle 5-2). Durch das partielle Eta-Quadrat konnte die Variation der Dicke zu 94 % durch den Messpunkt, zu 37 % durch die Kronennummer und zu 2,9 % durch den Operator erklärt werden (Tabelle 5-2).

Die anschließenden post-hoc-Tests zeigten, dass der Messpunkt in der zentralen Grube okklusal (oZG) den höchsten und die distale Randleiste (dRL) den geringsten Materialverzug aufwies (siehe 5.1). Die Kronennummern sechs und eins ergaben einen signifikanten Unterschied zur Kronennummer drei (siehe 5.2). Der Operator FH hat im Bezug zu MP signifikant unterschiedlich gemessen (siehe 5.3). Die Annahme der Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk wurde für die Materialstärken unabhängig der Kronennummer in fünf von 72 Fällen (6,9%) und für die Materialstärken unabhängig der Reduktion in 47 von 168 Fällen (28,0%) abgelehnt. Die deskriptiven Statistiken sind in den Tabellen 0.1-0.6 im Anhang dargestellt.

Ergebnisse

Tabelle 5-1: Ergebnis der ANOVA mit gepoolten Kronennummern

Abhängige Variable: Dicke

Quelle	df	Mittel der Quadratsumme	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
Messpunkt (A)	7	0,36	469,84	<0,001***	0,88
Reduktion (B)	2	0,001	1,07	0,34	0,005
Operator (C)	2	0,003	3,53	0,030*	0,016
A*B	14	0,001	1,76	0,043*	0,054
A*C	14	0,001	1,10	0,35	0,034
B*C	4	0,001	0,66	0,62	0,006
A*B*C	28	<0,001	0,19	>0,999	0,012
Fehler	432	0,001			

df, Freiheitsgrad;

- * P < 0,05
- ** P < 0,01
- *** P < 0,001

Tabelle 5-2: Ergebnis der ANOVA mit gepoolten Reduktionen

Abhängige Variable: Dicke

Quelle	df	Mittel der Quadratsumme	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
Messpunkt (A)	7	0,36	669,22	<0,001***	0,94
Kronennummer (B)	6	0,017	32,16	<0,001***	0,37
Operator (C)	2	0,003	5,02	0,007**	0,029
A*B	42	0,001	2,63	<0,001***	0,25
A*C	14	0,001	1,57	0,086	0,061
B*C	12	<0,001	0,22	>0,999	0,008
A*B*C	84	<0,001	0,27	>0,999	0,063
Fehler	336	,001			

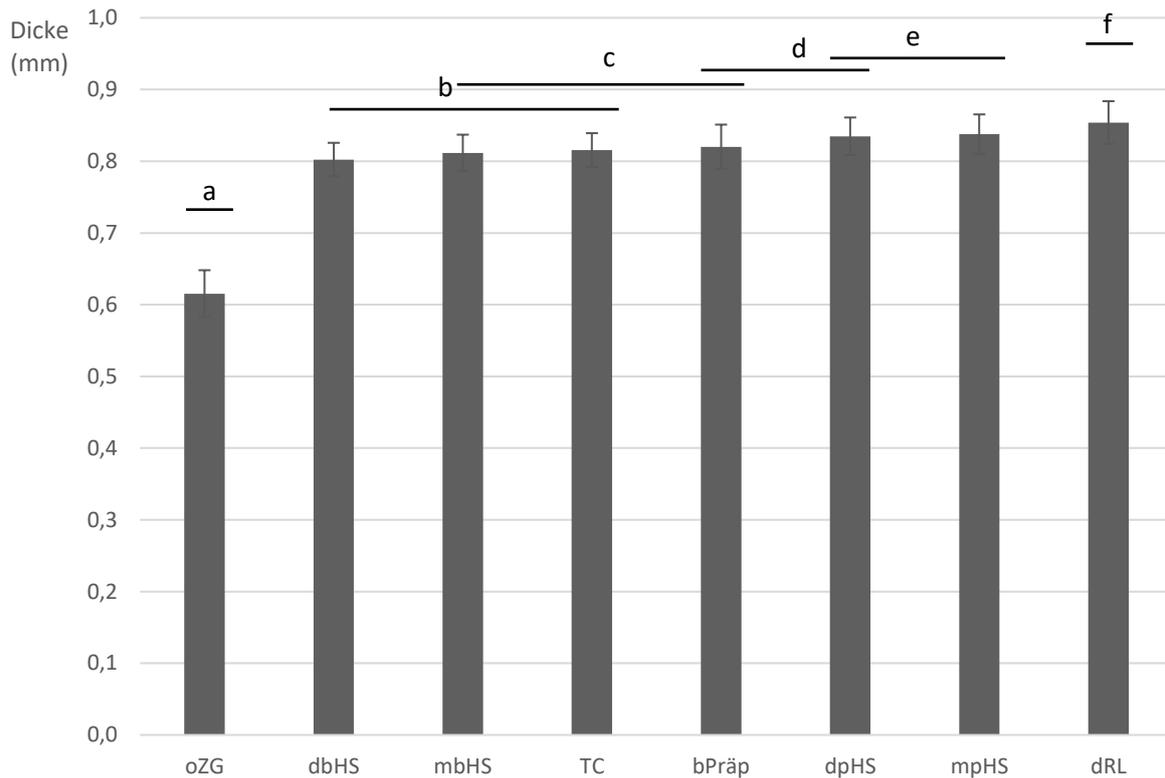
df, Freiheitsgrad;

- * P < 0,05
- ** P < 0,01
- *** P < 0,001

5.1 Einfluss durch den Messpunkt in Abhängigkeit der Materialstärke

Innerhalb der *Messpunkte* konnten sechs homogene Untergruppen identifiziert werden (Abbildung 18). Die signifikanten Unterschiede zwischen den Messpunkten sind in Tabelle 5-3 dargestellt. Der Folienvorzug nach dem Tiefziehen ist in Tabelle 5-4 für jeden Messpunkt separat, anhand der Änderungsrate [%], visualisiert. Der Messpunkt in der zentralen Grube okklusal (oZG) zeigte im Vergleich zu allen anderen Messpunkten einen signifikant höheren Materialverzug ($p < 0,001$). Der Messpunkt auf der distalen Randleiste (dRL) offenbarte zwar einen signifikant geringeren Verzug im Vergleich zu allen anderen Messpunkten, ergab aber in Bezug auf die palatinalen Höckerspitzen (dpHS ($p = 0,004$), mpHS ($p = 0,036$)) eine schwächere Ausprägung. Die distobukkale und mesiobukkale Höckerspitze (dbHS, mbHS) zeigte im Vergleich zur distopalatinalen und mesiopalatinalen Höckerspitze (dpHS, mpHS) einen signifikanten Unterschied ($p < 0,001$). Der Messpunkt am bukkalen Präparationsrand (bPräp) offenbarte im Vergleich zu den Messpunkten dRL ($p < 0,001$) und mpHS ($p = 0,014$) einen signifikant höheren Verzug, wobei mpHS eine geringere Ausprägung zeigte. Weiter konnte zwischen dbHS und bPräp ($p = 0,012$) ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Zu den Messpunkten mbHS ($p = 0,767$), dpHS ($p = 0,093$) und TC (Tuberculum carabelli) ($p = 0,990$) brachte bPräp keine Signifikanz hervor.

Ergebnisse



– signifikante homogene Gruppen

Abbildung 18: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit vom Messpunkt unter Verwendung der Mittelwerte

Tabelle 5-3: Signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten

	mbHS	dbHS	dRL	dpHS	mpHS	TC	oZG	bPräp
mbHS			***	***	***		***	
dbHS			***	***	***		***	**
dRL				**	*	***	***	***
dpHS						**	***	
mpHS						***	***	**
TC							***	
oZG								***
bPräp								

* P < 0,05
 ** P < 0,01
 *** P < 0,001

Tabelle 5-4: Folienverzug in Abhängigkeit vom Messpunkt unter Verwendung der Mittelwerte

Messpunkt	Dicke in mm	Änderungsrate in %
oZG	0,615	-38,5
dbHS	0,802	-19,8
mbHS	0,812	-18,8
TC	0,816	-18,4
bPräp	0,820	-18,0
dpHS	0,835	-17,5
mpHS	0,838	-16,2
dRL	0,854	-14,6

5.2 Einfluss durch die Kronennummer in Abhängigkeit der Materialstärke

Der Faktor *Kronennummer* zeigte einen signifikanten Einfluss auf den Materialverzug ($p < 0,001$). Dabei konnten zwischen den Faktorstufen zwei homogene Untergruppen festgestellt werden (Abbildung 19). Die Kronennummer sechs ($p = 0,027$) und eins ($p = 0,038$) ergaben einen signifikanten Unterschied zur Kronennummer drei. Alle anderen Kronennummern lagen im gleichen Wertebereich ($p = 0,125 - 0,998$). Der Folienverzug nach dem Tiefziehen ist anhand der Änderungsrate [%] in Tabelle 5-5 für jede Kronennummer separat aufgeführt.

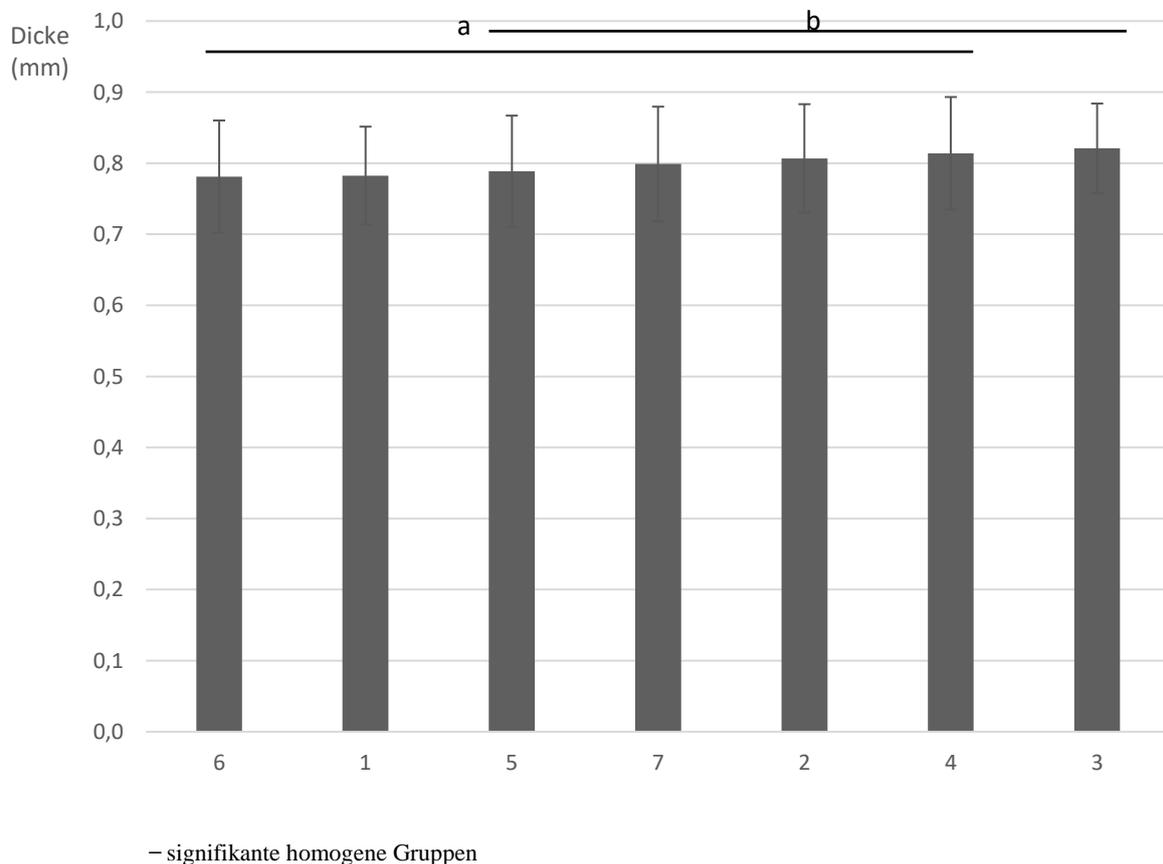


Abbildung 19: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit von der Kronennummer (1-7) unter Verwendung der Mittelwerte

Tabelle 5-5: Folienvorzug in Abhängigkeit der Kronennummer (1-7) unter Verwendung der Mittelwerte

Kronennummer	Dicke in mm	Änderungsrate in %
6	0,781	-21,9
1	0,783	-21,7
5	0,789	-21,1
7	0,799	-20,1
2	0,807	-19,3
4	0,814	-18,6
3	0,821	-17,9

5.3 Einfluss durch den Operator in Abhängigkeit der Materialstärke

Der *Operator* zeigte einen signifikanten Einfluss auf den Materialverzug ($p = 0,007$). Es wurden zwei homogene Untergruppen gebildet (Abbildung 20). Operator FH hat im Bezug zu MP signifikant unterschiedlich gemessen ($p = 0,007$). Der Operator MH lag im gleichen Wertebereich mit FH ($p = 0,199$) und MP ($p = 0,399$).

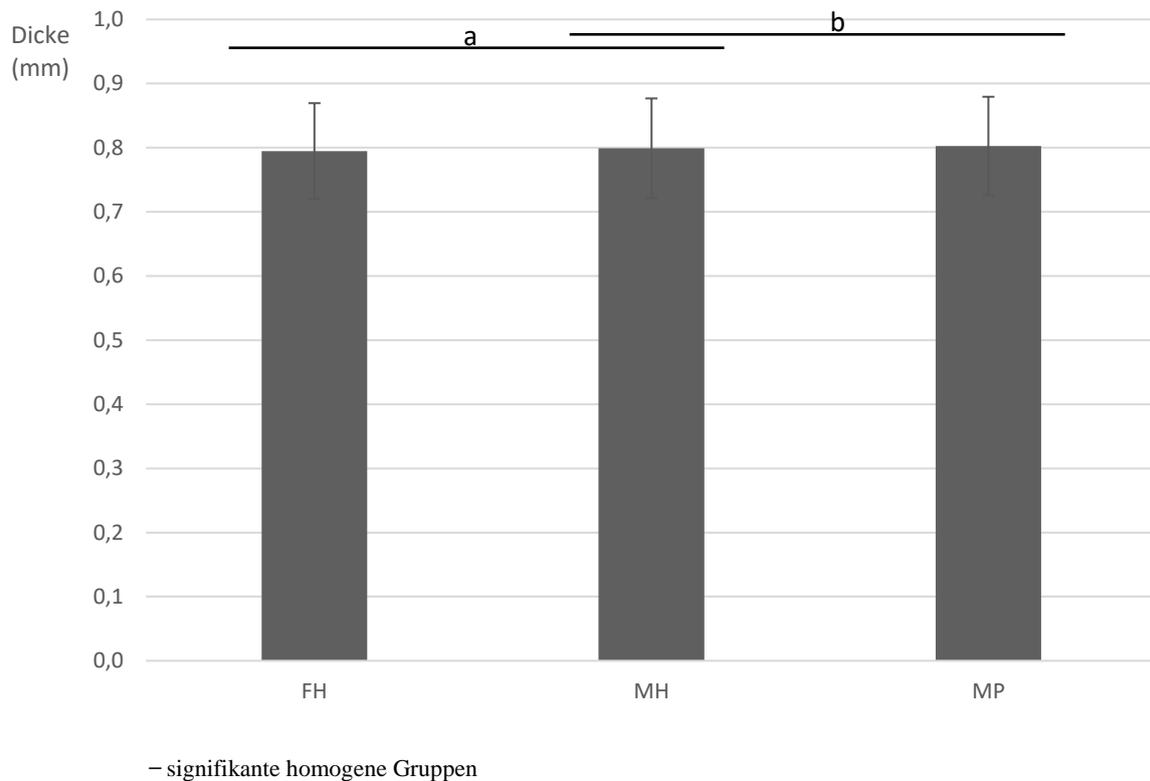


Abbildung 20: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit vom Operator (FH, MH, MP) unter Verwendung der Mittelwerte

5.4 Einfluss durch die Kronenreduktion in Abhängigkeit der Materialstärke

Innerhalb der *Reduktionen* wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt ($p \geq 0,401$).

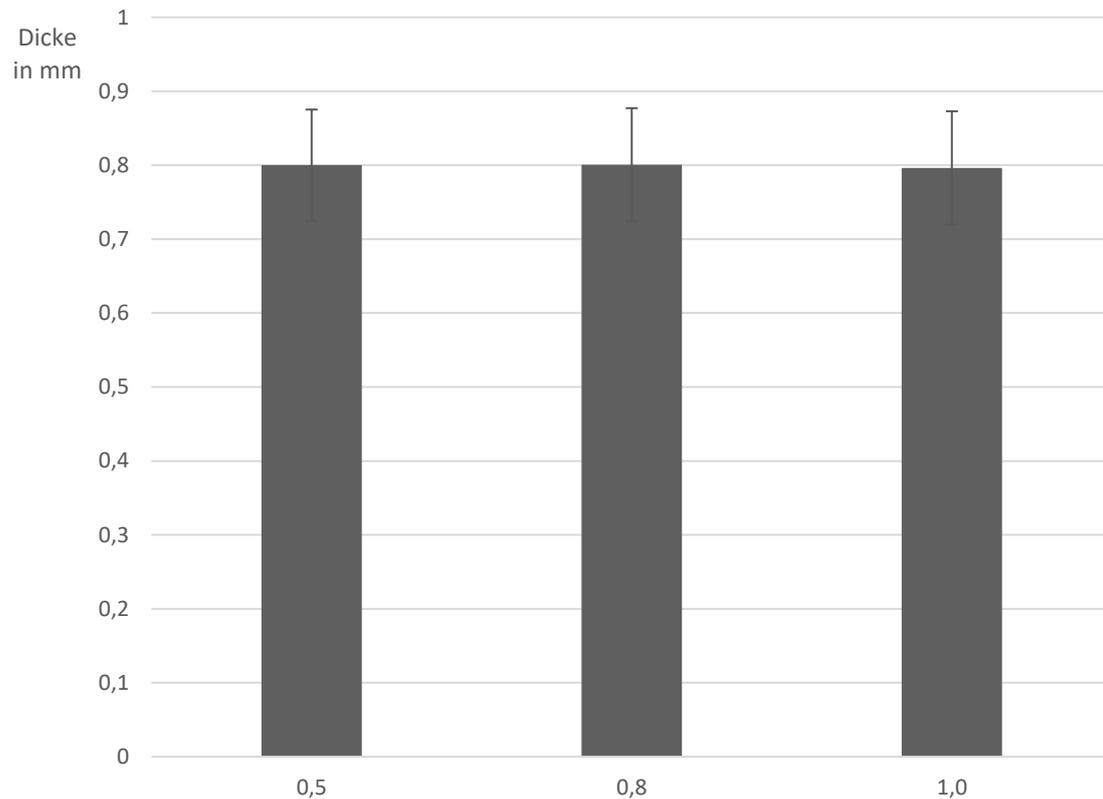


Abbildung 21: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit von der Reduktion (0,5; 0,8; 1,0) unter Verwendung der Mittelwerte

6 Diskussion

Die vorliegende Arbeit untersuchte den Einfluss der Faktoren *Messpunkt*, *Kronennummer*, *Operator* und *Reduktion* im Thermoformprozess auf den Verzug von thermoplastischen Folien. Das Gesamtergebnis zeigte einen signifikanten Einfluss durch die Faktoren *Messpunkt*, *Kronennummer* und *Operator* sowie einen signifikanten Zusammenhang zwischen *Messpunkt* und *Kronennummer*. Die ersten beiden aufgestellten Hypothesen, dass der *Messpunkt* und die *Kronennummer* keinen Einfluss auf den Materialverzug der Tiefziehfolie nehmen, konnten somit widerlegt werden. Bezüglich der *Reduktion* konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die Hypothese, dass die *Reduktion* einen Einfluss auf den Materialverzug nimmt, wurde abgelehnt. Der *Operator FH* hat im Bezug zum *Operator MP* signifikant unterschiedlich gemessen, hier wurde die Hypothese lediglich zum Teil widerlegt.

6.1 Einfluss durch das Thermoformwerkzeug in Abhängigkeit vom Messpunkt

In dieser Dissertation wurde ein Oberkiefermolar (26) aus Zirkonoxid (ZrO_2), der in Dentalgips eingebettet war, als Werkzeug verwendet. Wird die horizontale Fläche des Zahnes (okklusal) betrachtet, zeigte sich, dass ein konkaver Bereich (z.B. zentrale Grube okklusal) einen größeren Materialverzug verursacht als die Ausformung von konvexen Bereichen (z.B. Höckerspitzen, Randleiste). Dieses Ergebnis unterscheidet sich von den Studien anderer Autoren [50, 51, 54, 131]. Hier war die Materialdicke okklusal am ersten Oberkiefermolar, unabhängig von der Heiz- und Tiefziehmethode (Vakuum, Druck), auf den Höckerspitzen geringer als in der zentralen Grube (Fovea). Im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit dienten Mundschutzschienen, die auf einem Oberkiefermodell aus Dentalgips generiert wurden, als Prüfkörper.

Durch die Studie von Yonehata und Maeda et al. [107] wurde bekannt, dass die Materialbeschaffenheit des Thermoformwerkzeugs einen entscheidenden Einfluss auf die Passung von Thermoformteilen nimmt. Es wurde diskutiert, dass Superhartgips aufgrund

der höheren Dichte als Werkzeugmaterial ungeeignet ist. Das in dieser Arbeit verwendete ZrO_2 besitzt im Vergleich zum Dentalgips (2,24 - 2,96 g/cm³ [132]) eine deutlich höhere Dichte (> 6 g/cm³ [133]). Die Verteilung der pneumatischen Kräfte während des Tiefziehens könnte bei einem Werkzeug aus ZrO_2 anders ablaufen. Es kommt womöglich zu einem anderen Verhalten der Ausform- und Rückstellkräfte im Halbzeug. Um das Ergebnis genauer bewerten zu können, sind Vergleiche unterschiedlicher Werkzeugmaterialien nötig.

Eine andere Begründung für das unterschiedliche Verzugsverhalten im Folienmaterial könnte die Form des Werkzeuges sein [102]. Bei der Herstellung von Thermoformteilen wird grundsätzlich zwischen positiver und negativer Formgebung unterschieden. Beim Positivformen wird eine Außenkontur abgeformt, Rückstellkräfte im Halbzeug und Ausformkräfte wirken in die gleiche Richtung, die dicksten Stellen sind oben auf der Horizontalfläche zu finden, die dünnsten Stellen am Übergang Folienrand/Seitenwand. Beim Negativformen erfolgt die Abformung einer Innenkontur, die Kräfte wirken gegeneinander, die dünnsten Stellen sind am Boden im Übergang zur Seitenwand zu finden, der Folienrand bleibt unverstreckt [58]. Im Vergleich zu einem standardisierten Thermoformwerkzeug (z.B. Quader) findet bei einer dentalen Geometrie (z.B. Zahnstumpf) eine sehr komplexe Kombination aus positiver und negativer Formgebung statt. An den Höckerspitzen erfolgt eine positive Formgebung, wohingegen okklusal in der zentralen Grube (Fovea) ein negatives Ausformen stattfindet. Durch das Zusammenspiel von Höckerspitzen und der Gegebenheit, dass der Messpunkt in der zentralen Grube okklusal (oZG) einer negativen Formgebung unterliegt, folgt eine starke Ausdünnung in diesem Bereich, die Höckerspitzen und die Randleisten bleiben dicker. Abbildung 22 zeigt eine schematische Darstellung des Verzugsverhaltens einer Tiefziehfolie auf einem okklusal reduzierten Molar aus ZrO_2 .

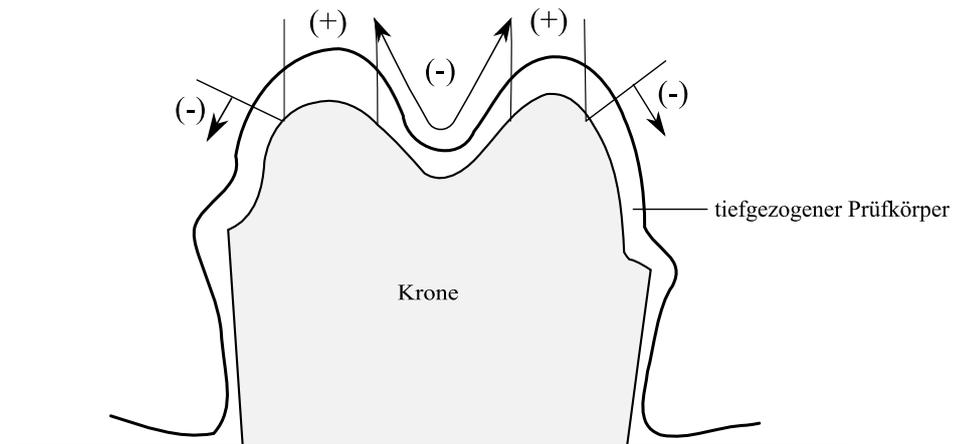


Abbildung 22: Schematische Darstellung des Verzugsverhaltens einer Tiefziehfolie auf einem ZrO₂-Werkzeug
 Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an Schwarzmann [58]

Betrachtet man den Messpunkt am bukkalen Präparationsrand (bPräp) im Vergleich zur mesiopalatinalen Höckerspitze (mpHS) und der distalen Randleiste (dRL) werden die aufgezeigten Grundsätze des Thermoformens bestätigt. Messpunkte auf vertikalen Flächen erfahren im Vergleich zu horizontal liegenden Messpunkten einen höheren Verzug, dabei ist die Ausdünnung an den Stellen am größten, an denen die höchste vertikale Distanz zurückgelegt werden muss [56, 58]. Entgegen den Erwartungen zeigte sich der Messpunkt auf der distobukkalen Höckerspitze (dbHS) mit einem signifikant höheren Verzug im Vergleich zu bPräp. Dieses Ergebnis steht zwar im Widerspruch mit den Grundsätzen des Thermoformens [58], deckt sich aber mit Studien, bei denen die Prüfkörperherstellung anhand eines Oberkiefermodells erfolgte [50, 51, 105, 134-137]. Bei diesen Studien wurde stets auf den Höckerspitzen ein höherer Materialverzug verzeichnet als auf der vertikalen Fläche (bukkal). In der vorliegenden Arbeit offenbarte bPräp lediglich in Bezug auf zwei Höckerspitzen einen höheren Materialverzug. Es wurde bekannt, dass bei einer Modellhöhe von circa 20 mm die durchschnittliche Ausdünnungsrate an vertikalen Flächen den Ausdünnungsraten im horizontalen Modellbereich angenähert werden kann [55]. In dieser Dissertation wurde bewusst eine niedrige Modellhöhe (< 10 mm) gewählt, um einen unerwünschte Materialverzug zu verhindern, dies scheint der Grund für die Annäherung der Messwerte zwischen bPräp und den Höckerspitzen zu sein. Generell ist ein Vergleich zwischen der aktuellen Literatur und der vorliegenden Arbeit aufgrund von Abweichungen

im Studiendesign (unterschiedliche Werkzeugform mit anders definierten Messpunkten) nur eingeschränkt möglich. Um ein aussagekräftigeres Ergebnis zu erhalten, wäre es von Vorteil gewesen, ein vertikal höheres Modell mit mehr Messpunkten zu wählen. Hier hätte sich gezeigt, ob die Formgebung auf einem Einzelzahnmodell eher den Grundsätzen des Thermoformens folgt oder dem Verhalten von Formteilen, die auf einem Oberkiefermodell tiefgezogen werden. Durch das Ergebnis, dass das Tuberculum carabelli (TC) einen höheren Materialverzug im Vergleich zu den palatinalen Höckerspitzen erfuhr und das Verzugsverhalten somit den Grundsätzen des Thermoformens entspricht [58], wäre durchaus zu erwarten, dass mit der Vergrößerung der Modellhöhe ein höherer Materialverzug an der bukkalen Präparationsgrenze eintritt und somit ein aussagekräftigeres Ergebnis zu verzeichnen wäre.

Werden die Höckerspitzen allein betrachtet, so fällt auf, dass die bukkalen Höckerspitzen einen signifikant höheren Materialverzug aufweisen als die palatinalen Höckerspitzen. Die mesiopalatinale Höckerspitze offenbarte den geringsten Verzug im Höckerspitzenvergleich. Bei der Herstellung von Formteilen mittels Oberkiefermodell wurde diskutiert, dass im Molarenbereich die Zahnmorphologie und der eher flach verlaufende Alveolarfortsatz im Vergleich zum Frontzahnbereich eine präventive Wirkung auf den Materialverzug hat [131]. Im Vergleich zur bukkalen Fläche verläuft die Palatinalfläche zur Okklusalfäche in einem größeren Winkel, zusätzlich befindet sich im mesiopalatinalen Bereich das Tuberculum carabelli (TC). Der flachere Verlauf der vertikalen Fläche und die Anwesenheit von TC wirken präventiv auf den Materialverzug, die palatinalen Höckerspitzen behalten somit mehr Material.

6.2 Einfluss durch die Kronenposition in Abhängigkeit vom Messpunkt

Bei der Untersuchung, ob die Kronenpositionen einen Einfluss auf den Materialverzug im Thermoformverfahren haben, zeigte sich eine starke Interaktion zwischen Messpunkt und Kronennummer. Dieses Ergebnis offenbarte, dass die beiden Faktoren in einer komplexen Art und Weise zusammenwirken und stark von der Ausprägung des anderen abhängig sind. In anderen Studien [103, 104], in denen die Modellposition anhand eines Oberkiefergipsmodells untersucht wurden, hat man festgestellt, dass eine Positionierung

des anterioren Modellrands nahe am Folienspannrahmen zu einem erhöhten Materialverzug im Frontzahnbereich führte. Es war aufgefallen, dass sich das Verzugsverhalten am mittleren Schneidezahn mit dem Positionswechsel änderte [104]. Ein geringer Modellrand-Folienspannrahmen-Abstand führte zu einem Verzug, der den allgemeinen Grundsätzen des Thermoformens [58] entsprach und von incisal nach cervical zunahm. Eine Erhöhung des Abstands führte zu einem Verzug, der von incisal nach cervical abnahm. In der vorliegenden Arbeit wurde ein Werkzeug generiert, das in sich verschiedene Modellpositionen einnehmen konnte. Da mehrere Positionen am Modellrand zu finden sind, wird die Vermutung, dass mit einer Vergrößerung der Modellhöhe ein höherer Materialverzug an der bukkalen Präparationsgrenze eintritt und somit ein aussagekräftigeres Ergebnis zu verzeichnen wäre, bestätigt. Der Materialverzug würde folglich, entsprechend der Studie von Mizuhashi und Koide et al. [104] und den allgemeinen Grundsätzen des Thermoformens [58], von okklusal in Richtung Präparationsrand zunehmen.

Interessanterweise zeigte die Kronennummer eins in der Gerätemitte einen signifikant höheren Materialverzug im Vergleich zur weiter lateral gelegenen Kronennummer drei. Zu den anderen lateralen Kronennummern war kein signifikanter Unterschied zu sehen. Durch die Studie von Takahashi und Koide et al. [105] wurde bekannt, dass während der Erweichung stets eine konzentrisch, von innen nach außen verlaufende Materialdehnung (Flächenvergrößerung) stattfindet. Die Änderungsrate der Folienfläche betrug dabei, unabhängig von der Erweichungszeit, circa 5 %. In anderen Studien [108, 110] konnte festgestellt werden, dass bei der Erwärmung der Folie die Temperatur in der Folienmitte am höchsten ist und in Richtung Peripherie abnimmt. Dentale Tiefziehgeräte sind in der Regel mit einem einseitigen Heizelement ausgestattet, aufgrund dessen entsteht während der Erweichung ein Temperaturgradient im Material. Es wurde diskutiert, dass im Tiefziehvorgang der Folienbereich, der einen geringeren Temperaturgradienten erfährt, mehr verstreckt/gedehnt wird, als die Bereiche mit einem höheren Temperaturgradienten [134]. In der Studie von Takahashi und Koide [110] wurde bei einer 4,0 mm dicken Ethylvinylacetat-Folie in der Folienmitte, bei einem Foliendurchhang von 10 mm, ein Temperaturunterschied zwischen heizungszugewandter und -abgewandter Seite von 32 °C festgestellt. In der Peripherie lag der Unterschied bei 20-23 °C. Um das Ergebnis aus dieser Studie in Bezug auf die Kronenpositionen genauer einschätzen zu können, wäre eine Temperaturmessung der Folienoberflächen, entsprechend der Studien von Takahashi et al.

[108, 110, 134], sinnvoll gewesen. Zusätzlich müsste das Heizelement am Tiefziehgerät genauer analysiert werden. Schlussfolgernd kann man sagen, dass aufgrund der stets gleichförmig zentrifugal verlaufenden Materialausdehnung [105] und einer höheren Verstreckung am Folienrand [104], das Thermoformwerkzeug in die Gerätemitte platziert werden soll. In dieser Position sind Prüfkörper mit einer gleichförmigeren Materialverstreckung zu erwarten.

6.3 Einfluss durch die Prüfkörpervermessung

Bei der Überprüfung, ob der Operator beim Vermessen der Prüfkörper einen Einfluss auf den Materialverzug nimmt, stellte sich heraus, dass zwei von drei Operatoren unterschiedlich gemessen haben. Der Operator zeigte keine Interaktionen mit den anderen Faktoren (Messpunkt, Kronennummer). Farrington und Coward et al. [113] untersuchten in einer Pilotstudie die Dimensionsänderung von Tiefziehfolien bei der Herstellung von Mundschuttschienen. Sie wollten herausfinden, ob die Reproduzierbarkeit im Thermoformverfahren einem maschinellen oder eher einem menschlichen Einfluss unterliegt. Dafür wurden an ausgewählte Dentallabore je fünf Oberkiefergipsmodelle (ein Meistermodell, vier Dublikatmodelle), EVA-Tiefziehfolien (4 mm, Ø 120 mm) und ein Fragebogen übersendet. Die Studienergebnisse offenbarten, dass die Zahntechniker untereinander bei der Prüfkörpervermessung verschieden gemessen haben. Dabei zeigte sich, dass einige Techniker in ihrer Gruppe genauer im Vermessen waren als andere. Die Berufserfahrung der Teilnehmer, das Alter sowie die Bauart des Tiefziehgerätes spielten dabei keine Rolle. Zwischen den Messpunkten selbst wurden keine Unterschiede festgestellt. Die Reproduzierbarkeit der Prüfkörper wurde nicht durch den Messvorgang selbst beeinflusst, sondern durch Diskrepanzen während der Herstellung (z. B. Positionierung des Arbeitsmodells im Tiefziehgerät). Die Ergebnisse können in Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit gebracht werden. Aufgrund der fehlenden Interaktionen zwischen Operator und den anderen Faktoren (Messpunkt, Kronennummer) kann man sagen, dass der Operator lediglich innerhalb seiner Gruppe unterschiedlich misst und demzufolge keinen Einfluss auf den Materialverzug nimmt.

6.4 Einfluss durch die Kronenreduktion

In der vorliegenden Arbeit war der Materialverzug unabhängig von der Kronenreduktion. Durch die Studie von Dođramaci et al. [102] wurde bekannt, dass die Zahnform einen Einfluss auf die Materialdicke von tiefgezogenen Retainern nimmt. Die Dicke war am oberen mittleren Schneidezahn um 0,04 mm dicker als im Molarenbereich. Die Ergebnisse aus dieser Studie können, durch die Überprüfung in der vorliegenden Dissertation, nicht bestätigt werden. Der Grund liegt im unterschiedlichen Studiendesign, weshalb ein Vergleich zwischen den beiden Arbeiten nur eingeschränkt möglich ist. Dođramaci et al. [102] generierte Prüfkörper mittels Oberkiefer- und Unterkiefergipsmodelle und verglich dabei den mittleren Schneidezahn mit dem ersten Molaren. In dieser Dissertation hingegen erfolgte die Prüfkörperherstellung mittels eines vollanatomischen Molaren, der durch das digitale Tool „Schrumpfen“ um drei definierte Werte gleichmäßig reduziert wurde. Aufgrund der Studie von Dođramaci et al. [102] lässt sich schlussfolgern, dass bei einer Individualisierung der Kaufläche (steile, flache Höckerabhänge) ein Einfluss auf den Folienverzug zu erwarten wäre. Hier ist eine Folgeuntersuchung nötig, in der das Mastermodell individualisiert werden müsste.

7 Schlussfolgerung

Im begrenzten Rahmen dieser Dissertation lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

In Bezug auf die untersuchten Faktoren im Thermoformverfahren lassen sich signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten, den Kronennummern und den Operatoren feststellen. Der Messpunkt und die Kronennummer stehen in einem signifikanten Zusammenhang. Insgesamt hat sich gezeigt, dass die Werkzeugform ein entscheidender Einflussfaktor auf den Materialverzug im Thermoformverfahren ist. Dabei verhält sich das auf einem Einzelzahn tiefgezogene Formteil entsprechend den Grundsätzen des Thermoformens. An vertikalen Flächen nimmt die Materialdicke von okklusal nach cervical ab. Ebenso verhält sich die Folie im Bereich der Kaufläche, entgegen dessen nimmt die Materialdicke von der Höckerspitze/Randleiste aus in Richtung Fovea (zentrale Grube) ab. Obwohl durch die gleichmäßige okklusale Reduzierung der Krone keine Rückschlüsse auf unterschiedliche Präparationsgeometrien gezogen werden kann, deutet der Vergleich der Materialdicken im Höckerspitzenbereich darauf hin, dass flach zulaufende Flächen einen geringeren Materialverzug zur Folge haben, als Flächen, die in einem spitzen Winkel aufeinandertreffen. Des Weiteren hat die Werkzeugpositionierung im Tiefziehgerät einen entscheidenden Einfluss auf den Materialverzug. Das Thermoformwerkzeug soll in der Mitte vom Tiefziehgerät platziert werden, da hier eine gleichförmigere Materialverbreiterung zu erwarten ist.

8 Zusammenfassung

Mit Einzug der CAD/CAM-Technik in die Zahnmedizin hat das Material Zirkonoxid (ZrO_2) bis heute einen rasanten Entwicklungsschritt durchlebt. Geprägt von der „Chipping-Problematik“ entwickelte es sich vom Gerüstwerkstoff zum vollanatomischen Restaurationsmaterial. Generell sind monolithische Restaurationen ein guter Ersatz zur klassischen Vollgusskrone aus Metall, jedoch stellt das Abrasions- und Attritionsverhalten mit dem fehlenden biomechanischen Adaptionsvermögen im klinischen Alltag ein Problem dar [10, 11, 138]. Die Tiefziehverblendung aus Polyetheretherketon (PEEK) scheint in diesem Bereich ein innovatives Verfahren zu sein [13, 42]. Um diese Entwicklung zu unterstützen, wurde in der vorliegenden Dissertation das Verzugverhalten einer Tiefziehfolie im Thermoformverfahren untersucht.

Hierfür wurden standardisierte Prüfkörper aus Polyethylenterephthalat (Biolon) in einem Druck-Tiefziehgerät (Druformat scan) generiert und anschließend durch drei Operatoren manuell vermessen. Aus den Messwerten sollten Rückschlüsse über das Verzugverhalten einer Tiefziehfolie im Thermoformen, auf einem Werkzeug aus Zirkonoxid (DD Bio ZX² translucent), gezogen werden. Für die Untersuchung wurden die Faktoren *Messpunkt*, *Kronennummer* (Kronenposition), *Operator* und *Reduktion* herangezogen. Es wurden drei Versuchsmodelle, die sich in der okklusalen Reduktion der Krone unterschieden, konzipiert. Pro Modell waren sieben Kronenpositionen möglich. Es wurden 21 Prüfkörper generiert und von drei Operatoren an acht definierte Messpunkte vermessen. Insgesamt wurden 504 Messwerte erfasst.

Nach dem Vermessen der Prüfkörper konnte ein signifikanter Einfluss durch die Faktoren *Messpunkt*, *Kronennummer* und *Operator* festgestellt werden. Der Messpunkt in der zentralen Grube (oZG) zeigte mit -38,5 % den höchsten Materialverzug, der geringste Verzug war auf der distalen Randleiste (dRL) (-14,6 %) zu finden. Im Höckerspitzenvergleich ergaben die palatinalen Höcker (dpHS: -17,5; mpHS: -16,2) einen signifikant geringeren Verzug als die bukkalen Höcker (dbHS: -19,5; mbHS: -18,8). Die Kronenposition Nr. 3 zeigte die dicksten Prüfkörper (0,821 mm), mit einem Materialverzug von -17,9 %. Im Vergleich dazu konnte bei den Kronenpositionen Nr. 1 (-21,7 %) und Nr. 6 (-21,9%) ein signifikant höherer Materialverzug nachgewiesen werden.

Durch die signifikante Interaktion zwischen Messpunkt und Kronennummer offenbarte sich, dass die beiden Faktoren in komplexer Weise zusammenwirken.

Innerhalb der Einschränkungen dieser Dissertation konnte festgestellt werden, dass der Folienvorzug bei einem Einzelzahn den allgemeinen Grundsätzen des Thermoformens entspricht. Höckerspitzen und Randleisten erfahren weniger Vorzug als tiefer liegende Bereiche. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass ein Zahnmodell mit steileren Höckerabhängigen einen höheren Materialvorzug erfährt als flacher verlaufende Kauflächen. Trotz der geringeren Materialdicke bei der Kronenposition Nr. 1 ist die Gerätemitte die beste Wahl bei der Herstellung von Formteilen im Thermoformverfahren.

9 Verzeichnis

9.1 Literaturverzeichnis

1. Patrick DG, Noort van R, Found MS: *Scale of protection and the various types of sports mouthguard*. Br J Sports Med 2005, **39**(5):278-281.
2. Oh WS, Wang C: *Use of thermoplastic vacuum-formed matrix for emergency management of crown-root fracture*. J Prosthet Dent 2007, **98**(4):335-336.
3. Hsu KW, Shen YF: *Fabrication of long-span provisional restorations with multiple pontics: a modified method by using a vacuum-formed matrix*. J Prosthet Dent 1997, **78**(5):528.
4. Livaditis GJ: *Indirectly formed matrix for multiple composite core restorations: two clinical treatments illustrating an expanded technique*. J of Prosthet Dent 2002, **88**(3):245-251.
5. Terai H, Shimahara M: *Intermaxillary fixation using thermoforming plate*. J Oral Maxillofac Surg 2002, **60**(9):1092-1094.
6. Miyazaki T, Hotta Y: *CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations*. Aust Dent J 2011, **56**(1):97-106.
7. Pospiech P: *Materialien für die CAD/CAM-Technik: Die Qual der Wahl*. ZMK 2014, **30**(5):250-256.
8. Kern M: *Der Natur auf der Spur mit CAD/CAM*. 2018 [Zugriff: 02.09.2019], URL: https://www.ag-keramik.de/fileadmin/images/ag-keramik/publikationen/Der_Natur_auf_der..._Biomimet._Werkstoffe_März_2018__pdf.pdf.
9. Silva LH, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF: *Dental ceramics: a review of new materials and processing methods*. Braz Oral Res 2017, **31**(1):133-146.
10. Jansen JU, Lümke N, Stawarczyk B: *Bringt uns das Angebot an Zirkonoxid noch um?* 2017 [Zugriff: 03.10.2018]; URL: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/cadcam/story/bringt-uns-das-angebot-an-zirkonoxid-noch-um__5612.html.
11. Pospiech P: *Monolithische Rekonstruktionen aus Zirkoniumdioxid*. DZZ 2013, **68**(10):628-635.

12. Pröbster L, Kern M: *Zirkonoxid-Monolithen, ein Faszinosum? Der Trend zu vollanatomischen Oxidkeramik-Kronen*. DZZ 2012, **67**(12):777-782.
13. Eichberger M, Edelhoff D, Schäfer J, Schweiger J, Stawarczyk B: *Die Tiefziehverblendung - Eine neue Möglichkeit zur kostengünstigen und reparierbaren Verblendung*. Quintessenz Zahntechnik 2014, **40**(5):548-569.
14. Michaeli W, Menges G: *Einführung in die Kunststoffverarbeitung*. Carl Hanser Verlag, München 1992
15. Eyerer P: *Einführung in Polymer Engineering, in Kunststoffe-Eigenschaften und Anwendung*. Elsner P, Eyerer P, Hirth T (Hrsg.), Springer, Heidelberg 2012:1-104.
16. Krieg KG, Heller W, Hunecke G: *Werkstoffgruppen (Gruppierung hochpolymerer Werkstoffe) in Leitfaden der DIN — Normen: Entwicklung Konstruktion Fertigung*. DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (Hrsg.), Springer-Verlag 2013, 137-138.
17. Schröder B: *Kunststoffe für Ingenieure - Ein Überblick*. essentials, Springer Vieweg, Wiesbaden 2014, 17-22.
18. Winkel H, Lutterbeck K: *Verhalten von Kunststoffen beim Erwärmen*. Fachhochschule Köln Campus Gummersbach, 2009.
19. Mülhaupt R: *Hermann Staudinger and the origin of macromolecular chemistry*. Angewandte Chemie International 2004, **43**(9):1054-1063.
20. Staudinger H: *Über die Konstitution des Kautschuks (6. Mitteilung)*. Chem Pup Soc Europe 1924, **57**(7):1203-1208.
21. Staudinger H, Fritsch J: *Über Isopren und Kautschuk. (5. Mitteilung). Über die Hydrierung des Kautschuks und über seine Konstitution*. Helvetica Chimica Acta 1922, **5**(5):785-806.
22. Cherdron H: *Synthesemethoden und Herstellverfahren für Kunststoffe, in Kunststoffe: Synthese, Herstellungsverfahren, Apparaturen*. Keim W (Hrsg.), John Wiley & Sons, Weinheim 2012, 379.
23. Hopmann C, Michaeli W: *Einführung in die Kunststoffverarbeitung*. Carl Hanser Verlag, München 2017, 338.
24. Janda R: *Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe, in Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung: 1. Grundlagen und Verarbeitung*. Eichner K, Kappert HF (Hrsg.), Georg Thieme, Stuttgart 2005, 173-187.

25. Weißbach W: *Werkstofftechnik*, in *Handbuch Maschinenbau: Grundlagen und Anwendungen der Maschinenbau-Technik*. Böge A (Hrsg.), Springer, Wiesbaden 2011, E52-E63.
26. Ponitz RJ, Arbor A: *Invisible retainers*. Am J Orthod 1971, **59**(3):266-272.
27. Lloyd T, Nightingale C, Edler R: *The use of vacuum-formed splints for temporary intermaxillary fixation in the management of unilateral condylar fractures*. Br J Oral Maxillofac Surg 2001, **39**(4):301-303.
28. Wu AY-J, Donovan TE: *The use of vacuum-formed resin sheets as spacers for putty-wash impressions*. J Prosthet Dent 2007, **97**(1):54-55.
29. Brockmann M: *Kunststoffe zum Kennenlernen: Polyester* [Zugriff 10.02.2020]; URL: <https://kirste.userpage.fu-berlin.de/chemistry/kunststoffe/ester.htm>.
30. Dupaix RB, Boyceb MC: *Finite strain behavior of poly (ethylene terephthalate)(PET) and poly (ethylene terephthalate)-glycol (PETG)*. Polymer 2005, **46**(13):4827-4838.
31. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Duran*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-DURAN.pdf.
32. Iijima M, Kohda N, Kawaguchi K, Muguruma T, Ohta M, Naganishi A, Murakami T, Mizoguchi I: *Effects of temperature changes and stress loading on the mechanical and shape memory properties of thermoplastic materials with different glass transition behaviours and crystal structures*. Eur J Orthod 2015, **37**(6):665-670.
33. 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.
34. Bishop BM, Davies EH, von Fraunhofer JA: *Materials for mouth protectors*. J Prosthet Dent 1985, **53**(2):256-261.
35. Meng FH, Schricker SR, Brantley WA, Mendel DA, Rashid RG, Fields HWJ, Vig KWL, Alapati SB: *Differential scanning calorimetry (DSC) and temperature-modulated DSC study of three mouthguard materials*. Dent Mater 2007, **23**(12):1492-1499.
36. Stark W, Jaunich M: *Thermoanalytische Charakterisierung von Ethylen-Vinylacetat-Copolymer (EVA) für Photovoltaikmodule in OnSet*. Netzsch-Gerätebau GmbH (Hrsg.), Selb 2011, 3-5.

37. Tran D, Cooke MS, Newsome PR: *Laboratory evaluation of mouthguard material*. Dent Traumatol 2001, **17**(6):260-265.
38. Yamada J, Maeda Y: *Thermoforming process for fabricating oral appliances: influence of heating and pressure application timing on formability*. J Prosthodont 2007, **16**(6):452-456.
39. Kurtz SM, Devine JN: *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*. Biomaterials 2007, **28**(32):4845-4869.
40. Schwitalla A, Spintig T, Kallage I, Wagner R, Müller W-D: *Polyetheretherketon (PEEK) - Ein vielversprechender Werkstoff für die Zukunft*. Umwelt Medizin Gesellschaft 2014, **27**(4):255-261.
41. Rzanny A, Göbel R, Küpper H: *PEEK—an interesting material and alternative framework material*. ZWR Deutsches Zahnärzteblatt 2014, **123**(12):608-613.
42. Lümke N, Eichberger M, Riquier R, Schuhmann N, Gesewsky A, Stawarczyk B: *Tiefziehverblendung aus Polyetheretherketon*. Quintessenz Zahntechnik 2018, **44**(11):1458-1468.
43. Bodden L, Lümke N, Kohler V, Eichberger M, Stawarczyk B: *Impact of the heating/quenching process on the mechanical, optical and thermodynamic properties of polyetheretherketone (PEEK) films*. Dent Mater 2017, **33**(12):1-9.
44. Vasu MS: *Orthodontics without braces and wires!!.... A new paradigm*. Indian Journal of Dental Advancements 2011, **3**(2):508-512.
45. Thukral R, Gupta A: *Invisalign: Invisible Orthodontic Treatment-A Review*. Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research 2015, **3**(5):42-44.
46. Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y: *Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment*. Dent Mater J 2013, **32**(6):946-951.
47. 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.
48. Renkema AM, Sips ETH, Bronkhorst E, Kuijpers-Jagtman AM: *A survey on orthodontic retention procedures in The Netherlands*. Eur J Orthod 2009, **31**(4):432-437.
49. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA: *EVA mouthguards: how thick should they be?* Dent Traumatol 2002, **18**(1):24-27.

50. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M: *Difference in vacuum-formed mouthguard thickness according to timing of vacuum application*. Dent Traumatol 2016, **32**(4):306-310.
51. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M: *Variations in mouthguard thickness according to fabrication method*. Dent Traumatol 2015, **31**(2):130-135.
52. Park JB, Shaull KL, Overton B, Donly KJ: *Improving mouth guards*. J Prosthet Dent 1994, **72**(4):373-380.
53. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M: *Assessing change in mouthguard thickness according to the thickness of the original mouthguard sheet*. Dent Traumatol 2014, **30**(6):468-471.
54. Geary JL, Kinirons MJ: *Post thermoforming dimensional changes of ethylene vinyl acetate used in custom-made mouthguards for trauma prevention--a pilot study*. Dent Traumatol 2008, **24**(3):350-355.
55. Del Rossi G, Leyte-Vidal MA: *Fabricating a better mouthguard. Part I: factors influencing mouthguard thinning*. Dent Traumatol, 2007. **23**(3):149-154.
56. Kojima I, Takeda T, Nakajima K, Narimatsu K, Konno M, Ozawa T, Ishigami K: *Thinning factors influence on custom-made mouthguards thermoforming*. Dent Traumatol 2015, **31**(2):103-112.
57. Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, delaCruz GG, Jones BH: *Mouthguards in sport activities : history, physical properties and injury prevention effectiveness*. Sports Med 2007, **37**(2):117-144.
58. Schwarzmann P: *Thermoformen in der Praxis*. Illig A (Hrsg.), Carl Hanser Verlag, 2016.
59. Giselbrecht S, Truckenmueller R: *Verfahren zum Umformen von Folien und Vorrichtung zu dessen Durchführung*. K.I.f. Technologie (Hrsg.), 2003.
60. Geovlex. *Glossardatenbank*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: http://mars.geographie.uni-halle.de/mlucampus/geoglossar/terme_datenblatt.php?terme=Absorptionsbande.
61. Schmidt T, Müller C, Reinecke H: *Wirtschaftliche Fertigung dünnwandiger Mikrobauteile in technischen Polymeren mittels Tiefziehen (μ -blistering)*. Mikrosystemtechnik-Kongress 2011, 622-625.
62. Del Rossi G, Lisman P, Signorile J: *Fabricating a better mouthguard. Part II: the effect of color on adaptation and fit*. Dent Traumatol 2008, **24**(2):197-200.

63. Moser A: *Nutzung von Prozesswissen beim Thermoformen von Verpackungen*, in *Ingenieurwissenschaften*. Abteilung Maschinenbau und Verfahrenstechnik, Universität Duisburg-Essen 2013.
64. Dreve Dentamid GmbH: *Bedienungsanleitung, Druformat scan*. [Zugriff: 28.01.2019]; URL: https://dentamidshop.dreve.de/daten/deu_inst_druformat_scan_de_gb_fr_es_it.pdf.
65. Dreve Dentamid GmbH: *Bedienungsanleitung, Drufosmart scan*. [Zugriff: 28.01.2019]; URL: https://dentamidshop.dreve.de/daten/deu_inst_drufosmart_scan_de_gb_fr_it_nl_es.pdf.
66. Dreve Dentamid GmbH: *Bedienungsanleitung, Drufosmart*. [Zugriff: 28.01.2019]; URL: https://dentamidshop.dreve.de/daten/deu_inst_drufosmart_de_gb_fr_es_it_nl.pdf.
67. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Bedienungsanleitung, Erkoform-3d motion*. [Zugriff: 29.01.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/3dmotion_anl_einzel_DE_web.pdf.
68. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Bedienungsanleitung, Erkoform-3d +*. [Zugriff: 29.01.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/3d+_anl_einzel_DE_web.pdf.
69. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Bedienungsanleitung, Erkopress ci motion*. [Zugriff: 29.01.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/esmotion_anl_DE.pdf.
70. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Bedienungsanleitung, Ekropress motion*. [Zugriff: 29.01.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/esmotion_anl_DE.pdf.
71. Scheu-Dental GmbH: *Bedienungsanleitung, Biostar*. [Zugriff: 28.01.2019]; URL: http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/2/BIOSTAR_SCAN_BA_PM0113_Original_2977.pdf.
72. Scheu-Dental GmbH: *Bedienungsanleitung, Ministar S*. [Zugriff: 28.01.2019]; URL: http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/3/MINISTAR_S_FL_BA_PM0188_Original_3010.pdf.
73. Scheu-Dental GmbH: *Anwendungsbroschüre, Twinstar V*. [Zugriff: 28.01.2019]; URL: http://produkte.scheu-dental.com/documents/5000/1-DOC/0/0/0/3/TWINSTAR_BRO_0110_DE_Original_3018.pdf.

Verzeichnis

74. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkocryl*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkocryl_DE.pdf.
75. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkolign*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkolign_DE.pdf.
76. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkoplast PLA-R/-T/-W*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/ErkoplastPLA+Griff_DE.pdf.
77. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkolen*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkolen_DE.pdf.
78. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Universal UZF*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Universal_UZF.pdf.
79. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkodur*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkodur_DE.pdf.
80. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkodur-S*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/ErkodurS_DE.pdf.
81. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkoflex*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkoflex_DE.pdf.
82. Erkodent Erich Kopp GmbH: *Gebrauchsanweisung, Erkoloc-pro*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.erkodent.de/wp-content/documents/products/Erkolocpro_DE.pdf.
83. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Biocryl C*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-BIOCRYL-C.pdf.
84. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Biocryl M*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-BIOCRYL-M.pdf.
85. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Brux Checker*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL: <https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU->

- DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt_BRUXCHECKER.pdf
.
86. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Copyplast C*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-COPYPLAST-C.pdf.
 87. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Hardcast*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL:
https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-HARDCAST.pdf.
 88. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Imprelon*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL:
https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-IMPRELON.pdf.
 89. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Biocryl Form X*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-BIOCRYL-Form-X.pdf.
 90. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Copyplast*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL:
https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-COPYPLAST.pdf.
 91. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Isofolan*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL:
https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-ISOFOLAN.pdf.
 92. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Durasoft pd*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL:
https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-DURASOFT_ab-LOT-1714A.pdf.
 93. Scheu-Dental GmbH: *Produktdatenblatt, Durasoft*. [Zugriff: 06.03.2019]; URL:
https://www.scheu-dental.com/fileadmin/SCHEU-DENTAL/Downloads/08_Datenblaetter/Produktdatenblatt-DURASOFT_bis-LOT-1614A.pdf.
 94. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Drufolen H*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL: https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_Drufolen_H_DE.pdf.
 95. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Drufolen W*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL: https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_Drufolen_W_DE.pdf.

96. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Biolit D*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL:
https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_Biolit_D_DE.pdf.
97. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Bio Bleach hard*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL:
https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_BioBleach_hard_DE.pdf.
98. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Drufoplast*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL:
https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_Drufoplast_DE.pdf.
99. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Drufosoft*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL:
https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_Drufosoft_DE.pdf.
100. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Bio Bleach soft*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL:
https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_BioBleach_soft_DE.pdf.
101. Dreve Dentamid GmbH: *Technisches Datenblatt, Kombiplast*. [Zugriff: 06.03.2019];
URL:
https://dentamid.dreve.de/fileadmin/medienablage/Dentamid/Downloads/Technische_Datenblaetter/TDS_Kombiplast_DE.pdf.
102. Dogramaci EJ, Chubb D, Rossi-Fedele G: *Orthodontic thermoformed retainers: a two-arm laboratory study into post-fabrication outcomes*. Aust Dent J 2018, **63**(3):347-355.
103. Takahashi M, Araie Y, Satoh Y, Iwasaki S-I: *Shape change in mouthguard sheets during thermoforming - part 2: effect of the anteroposterior position of the model on mouthguard thickness*. Dent Traumatol 2017, **33**(2):114-120.
104. Mizuhashi F, Koide K, Mizuhashi R: *Influence of working model position on the formation of a pressure-formed mouthguard*. Dent Traumatol 2016, **32**(6):469-473.
105. Takahashi M, Koide K, Satoh Y, Iwasaki S-I: *Shape change in mouthguard sheets during thermoforming*. Dent Traumatol 2016, **32**(5):379-384.
106. Takahashi M, Bando Y: *Effect of the anteroposterior position of the model on fabricated mouthguard thickness: Part 2 Influence of sheet thickness and material*. Dent Traumatol 2018, **34**(5):370-377.

107. 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.
108. Takahashi, M, Koide K, Mizuhashi F: *Optimal heating conditions for forming a mouthguard using a circle tray: effect of different conditions on the thickness and fit of formed mouthguards*. J Prosthodont Res 2014, **58**(3):171-176.
109. Takahashi M, Koide K, Iwasaki S-I: *Thickness of mouthguard sheets after vacuum-pressure formation: influence of mouthguard sheet material*. Dent Traumatol 2016, **32**(3):201-205.
110. Takahashi M, Koide K: *Variation in mouthguard thickness according to heating conditions during fabrication Part 2: sheet shape and effect of thermal shrinkage*. Dent Traumatol 2015, **32**(3):185-191.
111. Takahashi M, Satoh Y, Iwasaki S-I: *Effect of thermal shrinkage during thermoforming on the thickness of fabricated mouthguards: Part 2 pressure formation*. Dent Traumatol 2016, **33**(2):106-109.
112. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M: *Thickness and fit of mouthguards according to heating methods*. Dent Traumatol 2014, **30**(1):60-64.
113. Farrington T, Coward T, Onambele-Pearson G, Taylor RL, Earl P, Winwood K: *An investigation into the relationship between thickness variations and manufacturing techniques of mouthguards*. Dent Traumatol 2016, **32**(1):14-21.
114. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M: *Thickness and fit of mouthguards according to a vacuum-forming process*. Dent Traumatol 2013, **29**(4):307-312.
115. Takahashi M, Araie Y, Satoh Y, Iwasaki S-I: *Influence of continuous use of a vacuum-forming machine for mouthguard thickness after thermoforming*. Dent Traumatol 2017, **33**(4):288-294.
116. Young JM, Altschuler BR: *Laser holography in dentistry*. J Prosthet Dent 1977, **38**(2):216-225.
117. Liu P-R: *A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems*. Compend Contin Educ Dent 2005, **26**(7):507-513.
118. Tinschert J, Baltzer A, Natt G: *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Dt. Zahnärzte-Verlag 2007.
119. Wetzel C, Pröbster L: *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde: Moderne Behandlungskonzepte für die Praxis*. Springer Berlin, Heidelberg 2013.

120. Andersson M, Oden A: *A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain.* Acta Odontol Scand 1993, **51**(1):59-64.
121. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H: *Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion.* Acta Odontol Scand 1989, **47**(5):279-286.
122. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D: *Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations.* Br Dent J 2008, **204**(9):505-511.
123. Schöne Ch, Rudolph H, Luthardt R: *Erarbeitung einer Reverse Engineering-CAM-Prozesskette für den Bereich der Konstruktion und Fertigung zahnärztlichprothetischen Restaurationen.* Lichtenstein 2001, 1-17.
124. Schuth M, Buerakov W: *Handbuch Optische Messtechnik: Praktische Anwendungen für Entwicklung, Versuch, Fertigung und Qualitätssicherung.* Carl Hanser Verlag 2017, 736.
125. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y: *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience.* Dent Mater J 2009, **28**(1):44-56.
126. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R: *CAD/CAM-Today's Technologies and Development in Dentistry and Dental Lab.* DZZ 2003, **58**(10):559-569.
127. Birnbaum NS, Aaronson HB: *Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality.* Compend contin educ dent 2008, **29**(8):494, 496, 498-505.
128. Mehl A, Patel NS, Reznick JB, Fasbinder DJ, Güth JF, Lavine L, Roland B, Gehrke P, Grebe G, Grebe M: *CAD/CAM - Status quo und die Zukunft.* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2014, **69**(12):90-95.
129. Degudent: *Gebrauchsanweisung, Fräsgerät F4/basic.* [Zugriff: 30.04.2019]; URL: https://www.degudent.de/Kommunikation_und_Service/Download/Geraete/Geraete_Direkt/weitere_Geraete/DFU_F4_final.pdf?Z_highmain=7&Z_highsub=11&Z_highsubsub=0.
130. Schwarz J, Bruderer Enzler H: *Methodenberatung.* [Zugriff: 13.05.2019]; URL: https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/unterschiede/zentral/mvarianz.html#37.
131. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M: *Difference in pressure-formed mouthguard thickness according to heating condition.* Dent Traumatol, 2016. **32**(1):22-26.

132. Picodent: *Sicherheitsdatenblatt picodent Dentalgipse, Typen I - V* [Zugriff: 16.05.2019]; URL: <https://www.picodent.de/cms/upload/download/dentalgipse-typ-I-V-de.pdf>.
133. Dental Direkt GmbH: *Physikalische Eigenschaften von DD Bio ZX 2 translucent*. [Zugriff: 16.05.2019]; URL: <https://www.dentaldirekt.de/de/produkte/materialien/zirkondioxid/weisses-zirkondioxid/dd-bio-zx2>.
134. Takahashi M, Koide K, Satoh Y, Iwasaki S-I: *Heating methods for reducing unevenness softening of mouthguard sheets in vacuum-pressure formation*. Dent Traumatol 2016. **32**(4):316-320.
135. Takahashi M, Koide K: *Optimal heating condition of mouthguard sheet in vacuum-pressure formation: part 2 Olefin-based thermoplastic elastomer*. Dent Traumatol 2016, **32**(2):90-94.
136. Takahashi M, Satoh Y, Iwasaki S-I: *Optimal heating condition of mouthguard sheet in vacuum-pressure formation: part 3 styrene-based thermoplastic elastomer*. Dent Traumatol 2016, **32**(6):464-468.
137. Takahashi M, Koide K, Suzuki H, Iwasaki S: *Optimal heating condition of ethylene-vinyl acetate co-polymer mouthguard sheet in vacuum-pressure formation*. Dent Traumatol 2016, **32**(4):311-315.
138. Pospiech P: *Können Monolithen die Verblendung ersetzen?* ZWR Deutsches Zahnärzteblatt 2016, **125**(9):430-436.
139. Abdullah AO, Muhammed FK, Zheng B, Liu Y: *An Overview of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) in Restorative Dentistry*. J Dent Mater Tech 2018, **7**(1):1-10.
140. Luthardt R: *Stand und Perspektiven der Bearbeitung von Zirkondioxid-Keramik*. Rech A (Hrsg.), Verlag Neuer Merkur, München 2002, 191-195.

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Aggregatzustände von Thermoplaste.....	8
Tabelle 2-2: Ausdünnungsraten (%) von tiefgezogenen Formteilen	12
Tabelle 2-3: Aktuell verfügbare dentale Tiefziehgeräte (ohne Anspruch auf Vollständigkeit).....	16
Tabelle 2-4: Übersicht über aktuell verfügbare dentale Tiefziehfolien [74-101] (ohne Anspruch auf Vollständigkeit).....	18
Tabelle 2-5: Historischer Überblick über das Auftreten der CAD/CAM-Systeme [118] .	25
Tabelle 4-1: Produktbezeichnung, Hersteller, LOT Nr. und Zusammensetzung der verwendeten Materialien.....	31
Tabelle 4-2: Übersicht Sinterparameter	35
Tabelle 5-1: Ergebnis der ANOVA mit gepoolten Kronennummern	46
Tabelle 5-2: Ergebnis der ANOVA mit gepoolten Reduktionen.....	46
Tabelle 5-3: Signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten	48
Tabelle 5-4: Folienverzug in Abhängigkeit vom Messpunkt unter Verwendung der Mittelwerte.....	49
Tabelle 5-5: Folienverzug in Abhängigkeit der Kronennummer (1-7) unter Verwendung der Mittelwerte.....	51
Tabelle 0-1: Deskriptive Statistiken der Materialstärke der um 0,5 mm okklusal reduzierten Krone, gesplittet nach Messpunkt pro Operator mit gepoolten Kronennummern	78
Tabelle 0-2: Deskriptive Statistiken der Materialstärke der um 0,8 mm okklusal reduzierten Krone, gesplittet nach Messpunkt pro Operator mit gepoolten Kronennummern.....	79
Tabelle 0-3: Deskriptive Statistiken der Materialstärke der um 1,0 mm okklusal reduzierten Krone, gesplittet nach Messpunkt pro Operator mit gepoolten Kronennummern.....	80
Tabelle 0-4: Deskriptive Statistiken des Materialverzugs von Operator FH ^I gesplittet nach Messpunkt je Kronennummer mit gepoolten Reduktionen	81
Tabelle 0-5: Deskriptive Statistiken des Materialverzugs von Operator MH ^{I,II} gesplittet nach Messpunkt je Kronennummer mit gepoolten Reduktionen.....	83
Tabelle 0-6: Deskriptive Statistiken des Materialverzugs von Operator MP ^{II} gesplittet nach Messpunkt je Kronennummer mit gepoolten Reduktionen	85

9.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Einteilung der Kunststoffe	5
Abbildung 2: a) positive Formgebung b) negative Formgebung	14
Abbildung 3: Übersicht über digitale Fertigungsstrategien	28
Abbildung 4: Übersicht Material und Methode, Versuchsaufbau	30
Abbildung 5: Scanmodell im Tizian Smart Scan, Schütz Dental GmbH	33
Abbildung 6: CAD-Software Tizian Creativ RT; Schütz Dental GmbH	34
Abbildung 7: Gefräste Zirkonoxidkronen vor dem Heraustrennen aus dem Rohling	35
Abbildung 8: Schematische Darstellung des Druck-Tiefziehgeräts Drufomat scan, Dreve Dentamid GmbH [64]	37
Abbildung 9: Gipsduplikate mit Dublierform.....	38
Abbildung 10: Positionierungssockel mit aufgezeichneten Positionen der Kronen	39
Abbildung 11: Gipsduplikate auf dem Positionierungssockel mit modifizierter Übertragungsspinne	39
Abbildung 12: Fräsgerät (F4/basic, Dentsply Sirona GmbH)	40
Abbildung 13: Übertragungsspinne mit fixierten Gipsduplikaten und modifizierter Modellsockelform	41
Abbildung 14: Final nummerierter Modellsockel.....	42
Abbildung 15: Okklusal reduzierte Krone in Position 1	42
Abbildung 16: Final beschriftete Prüfkörper	43
Abbildung 17: Nomenklatur der Messpunkte.....	43
Abbildung 18: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit vom Messpunkt unter Verwendung der Mittelwerte.....	48
Abbildung 19: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit von der Kronennummer (1-7) unter Verwendung der Mittelwerte	50
Abbildung 20: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit vom Operator (FH, MH, MP) unter Verwendung der Mittelwerte	52
Abbildung 21: Dicke der Prüfkörper in Abhängigkeit von der Reduktion (0,5; 0,8; 1,0) unter Verwendung der Mittelwerte	53
Abbildung 22: Schematische Darstellung des Verzugsverhaltens einer Tiefziehfolie auf einem ZrO ₂ -Werkzeug	56

Anhang

In den folgenden Tabellen werden die deskriptiven Statistiken (Mittelwert [MW], Standardabweichung [SD], 95 % Konfidenzintervall [95 % KI], Minimum [Min.], Median [Media] und Maximum [Max.]) der gemessenen Materialstärken [mm] aufgeführt. Die Tabellen 0-1 bis 0-3 beinhalten die deskriptiven Statistiken mit gepoolten Werten der Kronennummer, für jede Reduktion wurde separat eine Tabelle erstellt. Die Tabellen 0-4 bis 0-6 beinhalten die deskriptiven Statistiken mit gepoolten Werten der Reduktion, hier wurde für jeden Operator separat eine Tabelle erstellt.

Tabelle 0-1: Deskriptive Statistiken der Materialstärke der um 0,5 mm okklusal reduzierten Krone, gesplittet nach Messpunkt pro Operator mit gepoolten Kronennummern

		Parametrisch		Nicht-parametrisch		
Operator	Messpunkte	MW + SD	95% KI	Min.	Media	Max.
FH ^A	mbHS	0,81±0,03 ^b	(0,78; 0,85)	0,77	0,82	0,84
	dbHS	0,81±0,03 ^b	(0,77; 0,85)	0,77	0,81	0,85
	dRL	0,85±0,02 ^d	(0,82; 0,87)	0,82	0,84	0,87
	dpHS	0,84±0,03 ^c	(0,80; 0,88)	0,80	0,85	0,87
	mpHS	0,83±0,03 ^{c,d}	(0,79; 0,87)	0,79	0,83	0,87
	TC	0,82±0,02 ^b	(0,79; 0,84)	0,79	0,82	0,84
	oZG	0,61±0,03 ^a	(0,57; 0,65)	0,58	0,61	0,68
	bPräp	0,83±0,04 ^{b,c}	(0,79; 0,87)	0,79	0,84	0,88
MH ^{A,B}	mbHS	0,82±0,04 ^b	(0,77; 0,87)	0,78	0,81	0,88
	dbHS	0,80±0,03 ^b	(0,77; 0,84)	0,77	0,80	0,84
	dRL	0,84±0,02 ^d	(0,81; 0,87)	0,81	0,83	0,87
	dpHS	0,83±0,03 ^c	(0,79; 0,87)	0,79	0,84	0,87
	mpHS	0,85±0,03 ^{c,d}	(0,81; 0,89)	0,80	0,85	0,89
	TC	0,82±0,03 ^b	(0,78; 0,85)	0,79	0,82	0,86
	oZG	0,62±0,03 ^a	(0,58; 0,66)	0,59	0,61	0,68
	bPräp	0,81±0,03 ^{b,c}	(0,77; 0,84)	0,77	0,81	0,84

MP ^B	mbHS	0,82±0,02 ^b	(0,79; 0,85)	0,80	0,81	0,86
	dbHS	0,81±0,03 ^b	(0,77; 0,84)	0,78	0,79	0,85
	dRL	0,85±0,03 ^d	(0,82; 0,89)	0,82	0,85	0,90
	dpHS	0,84±0,03 ^c	(0,80; 0,88)	0,80	0,84	0,88
	mpHS	0,85±0,03 ^{c,d}	(0,81; 0,89)	0,81	0,84	0,90
	TC	0,81±0,02 ^b	(0,79; 0,84)	0,79	0,81	0,84
	oZG	0,62±0,04 ^a	(0,58; 0,67)	0,59	0,61	0,69
	bPräp	0,81±0,03 ^{b,c}	(0,77; 0,85)	0,76	0,82	0,84

* nicht normal verteilt

^{a, b, c, d} zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

^{A, B} zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Operatoren gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

Tabelle 0-2: Deskriptive Statistiken der Materialstärke der um 0,8 mm okklusal reduzierten Krone, gesplittet nach Messpunkt pro Operator mit gepoolten Kronennummern

Operator	Messpunkte	Parametrisch		Nicht-parametrisch		
		MW + SD	95% KI	Min.	Media	Max.
FH ^A	mbHS	0,79±0,02 ^b	(0,76; 0,82)*	0,76	0,80	0,81
	dbHS	0,80±0,03 ^b	(0,76; 0,84)	0,77	0,80	0,85
	dRL	0,85±0,03 ^d	(0,81; 0,89)	0,80	0,86	0,89
	dpHS	0,84±0,03 ^c	(0,80; 0,87)*	0,79	0,85	0,86
	mpHS	0,81±0,02 ^{c,d}	(0,78; 0,84)	0,79	0,82	0,85
	TC	0,82±0,03 ^b	(0,78; 0,85)	0,78	0,83	0,84
	oZG	0,62±0,04 ^a	(0,57; 0,66)	0,58	0,60	0,69
	bPräp	0,84±0,03 ^{b,c}	(0,80; 0,88)	0,80	0,84	0,88
MH ^{A,B}	mbHS	0,80±0,02 ^b	(0,77; 0,83)	0,77	0,80	0,83
	dbHS	0,80±0,03 ^b	(0,76; 0,83)	0,77	0,80	0,84
	dRL	0,86±0,03 ^d	(0,82; 0,90)	0,82	0,87	0,90
	dpHS	0,84±0,02 ^c	(0,81; 0,86)	0,80	0,84	0,86
	mpHS	0,84±0,03 ^{c,d}	(0,81; 0,88)	0,81	0,86	0,88
	TC	0,82±0,03 ^b	(0,78; 0,84)	0,78	0,83	0,85
	oZG	0,62±0,04 ^a	(0,57; 0,66)	0,57	0,60	0,70
	bPräp	0,84±0,03 ^{b,c}	(0,80; 0,87)	0,81	0,83	0,88

MP ^B	mbHS	0,81±0,03b	(0,78; 0,85)	0,77	0,81	0,85
	dbHS	0,80±0,03b	(0,77; 0,84)	0,77	0,81	0,83
	dRL	0,86±0,04d	(0,82; 0,91)	0,80	0,87	0,91
	dpHS	0,85±0,03c	(0,81; 0,88)	0,81	0,84	0,89
	mpHS	0,84±0,02c,d	(0,81; 0,87)	0,81	0,85	0,87
	TC	0,82±0,02b	(0,79; 0,85)	0,79	0,82	0,85
	oZG	0,62±0,04a	(0,57; 0,67)	0,58	0,61	0,70
	bPräp	0,83±0,03b,c	(0,79; 0,87)	0,80	0,83	0,88

* nicht normal verteilt

a, b, c, d zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

A, B zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Operatoren gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

Tabelle 0-3: Deskriptive Statistiken der Materialstärke der um 1,0 mm okklusal reduzierten Krone, gesplittet nach Messpunkt pro Operator mit gepoolten Kronennummern

		Parametrisch		Nicht-parametrisch		
Operator	Messpunkte	MW + SD	95% KI	Min.	Media	Max.
FH ^A	mbHS	0,81±0,02 ^b	(0,78; 0,83)	0,78	0,81	0,82
	dbHS	0,80±0,01 ^b	(0,78; 0,82)	0,78	0,80	0,81
	dRL	0,84±0,03 ^d	(0,80; 0,88)	0,78	0,85	0,88
	dpHS	0,82±0,02 ^c	(0,79; 0,85)	0,80	0,81	0,85
	mpHS	0,82±0,02 ^{c,d}	(0,80; 0,85)	0,80	0,83	0,86
	TC	0,80±0,02 ^b	(0,77; 0,83)	0,78	0,80	0,84
	oZG	0,61±0,03 ^a	(0,57; 0,65)	0,58	0,60	0,68
	bPräp	0,81±0,03 ^{b,c}	(0,77; 0,85)	0,76	0,81	0,86
MH ^{A,B}	mbHS	0,82±0,02 ^b	(0,79; 0,84)	0,80	0,81	0,84
	dbHS	0,80±0,01 ^b	(0,78; 0,82)*	0,78	0,80	0,82
	dRL	0,86±0,03 ^d	(0,83; 0,90)	0,83	0,87	0,90
	dpHS	0,83±0,03 ^c	(0,79; 0,86)	0,80	0,82	0,88
	mpHS	0,85±0,02 ^{c,d}	(0,82; 0,87)*	0,83	0,84	0,88
	TC	0,81±0,03 ^b	(0,78; 0,85)	0,79	0,80	0,86
	oZG	0,60±0,02 ^a	(0,57; 0,63)	0,58	0,60	0,64
	bPräp	0,81±0,03 ^{b,c}	(0,77; 0,85)	0,77	0,80	0,85

MP ^B	mbHS	0,82±0,01 ^b	(0,81; 0,84)	0,81	0,82	0,83
	dbHS	0,80±0,01 ^b	(0,78; 0,82)*	0,78	0,80	0,82
	dRL	0,87±0,03 ^d	(0,83; 0,91)	0,82	0,86	0,93
	dpHS	0,83±0,02 ^c	(0,81; 0,85)	0,81	0,83	0,86
	mpHS	0,85±0,02 ^{c,d}	(0,83; 0,88)	0,83	0,85	0,88
	TC	0,82±0,03 ^b	(0,78; 0,86)	0,78	0,81	0,86
	oZG	0,61±0,02 ^a	(0,58; 0,64)	0,59	0,60	0,63
	bPräp	0,81±0,02 ^{b,c}	(0,78; 0,84)	0,77	0,80	0,84

* nicht normal verteilt

^{a, b, c, d} zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

^{A, B} zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Operatoren gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

Tabelle 0-4: Deskriptive Statistiken des Materialverzugs von Operator FH^I gesplittet nach Messpunkt je Kronennummer mit gepoolten Reduktionen

Kronen- nummer	Parametrisch			Nicht-parametrisch		
	Messpunkte	MW + SD	95% KI	Min.	Media	Max.
1	mbHS	0,78±0,02 ^{b,c}	(0,72; 0,84)	0,76	0,78	0,80
	dbHS	0,79±0,02 ^b	(0,74; 0,84)*	0,77	0,80	0,80
	dRL	0,82±0,01 ^f	(0,78; 0,86)*	0,81	0,83	0,83
	dpHS	0,83±0,02 ^{d,e}	(0,77; 0,89)	0,81	0,83	0,85
	mpHS	0,81±0,02 ^e	(0,75; 0,88)	0,79	0,82	0,83
	TC	0,79±0,01 ^{b,c}	(0,75; 0,83)*	0,78	0,78	0,80
	oZG	0,63±0,04 ^a	(0,50; 0,75)	0,59	0,61	0,68
	bPräp	0,79±0,03 ^{c,d}	(0,71; 0,86)	0,76	0,79	0,81
2	mbHS	0,81±0,03 ^{b,c}	(0,73; 0,89)	0,79	0,80	0,84
	dbHS	0,81±0,04 ^b	(0,71; 0,91)	0,78	0,80	0,85
	dRL	0,84±0,05 ^f	(0,70; 0,97)	0,78	0,86	0,87
	dpHS	0,84±0,03 ^{d,e}	(0,76; 0,93)	0,81	0,85	0,87
	mpHS	0,83±0,03 ^e	(0,74; 0,91)	0,80	0,82	0,86
	TC	0,81±0,02 ^{b,c}	(0,75; 0,88)	0,79	0,82	0,83
	oZG	0,61±0,02 ^a	(0,57; 0,66)	0,60	0,61	0,63
	bPräp	0,84±0,04 ^{c,d}	(0,75; 0,94)	0,81	0,84	0,88

Anhang

3	mbHS	0,82±0,02 ^{b,c}	(0,78; 0,87)	0,81	0,82	0,84
	dbHS	0,83±0,03 ^b	(0,75; 0,91)	0,80	0,84	0,85
	dRL	0,86±0,01 ^f	(0,83; 0,89)	0,85	0,86	0,87
	dpHS	0,84±0,04 ^{d,e}	(0,74; 0,95)	0,80	0,86	0,87
	mpHS	0,85±0,02 ^e	(0,79; 0,91)	0,83	0,85	0,87
	TC	0,83±0,02 ^{b,c}	(0,76; 0,89)*	0,80	0,84	0,84
	oZG	0,67±0,03 ^a	(0,58; 0,76)	0,63	0,68	0,69
	bPräp	0,85±0,07 ^{c,d}	(0,75; 0,96)	0,81	0,87	0,88
4	mbHS	0,81±0,01 ^{b,c}	(0,77; 0,85)*	0,80	0,20	0,82
	dbHS	0,82±0,02 ^b	(0,76; 0,89)	0,80	0,83	0,84
	dRL	0,86±0,03 ^f	(0,78; 0,93)	0,84	0,85	0,89
	dpHS	0,85±0,02 ^{d,e}	(0,79; 0,91)	0,83	0,85	0,87
	mpHS	0,82±0,03 ^e	(0,75; 0,90)	0,80	0,82	0,85
	TC	0,83±0,02 ^{b,c}	(0,76; 0,89)*	0,80	0,84	0,84
	oZG	0,62±0,02 ^a	(0,57; 0,67)*	0,60	0,63	0,63
	bPräp	0,85±0,02 ^{c,d}	(0,79; 0,92)	0,83	0,86	0,87
5	mbHS	0,81±0,04 ^{b,c}	(0,69; 0,92)	0,76	0,82	0,84
	dbHS	0,80±0,02 ^b	(0,73; 0,86)*	0,77	0,81	0,81
	dRL	0,85±0,03 ^f	(0,79; 0,92)	0,83*	0,86	0,87
	dpHS	0,82±0,02 ^{d,e}	(0,76; 0,89)*	0,81	0,81	0,85
	mpHS	0,81±0,02 ^e	(0,75; 0,87)	0,79	0,80	0,83
	TC	0,81±0,01 ^{b,c}	(0,78; 0,84)	0,80	0,81	0,82
	oZG	0,59±0,01 ^a	(0,56; 0,62)	0,58	0,59	0,60
	bPräp	0,80±0,02 ^{c,d}	(0,76±0,85)	0,79	0,80	0,82
6	mbHS	0,79±0,02 ^{b,c}	(0,73; 0,85)	0,77	0,79	0,81
	dbHS	0,78±0,01 ^b	(0,75; 0,81)	0,77	0,78	0,79
	dRL	0,82±0,03 ^f	(0,75; 0,90)	0,80	0,82	0,85
	dpHS	0,80±0,01 ^{d,e}	(0,77; 0,83)	0,79	0,80	0,81
	mpHS	0,80±0,02 ^e	(0,74; 0,87)*	0,79	0,79	0,83
	TC	0,79±0,01 ^{b,c}	(0,76; 0,81)*	0,78	0,79	0,79
	oZG	0,58±0,01 ^a	(0,56; 0,61)*	0,58	0,58	0,59
	bPräp	0,85±0,01 ^{c,d}	(0,81; 0,89)*	0,84	0,84	0,86

7	mbHS	0,80±0,03 ^{b,c}	(0,72; 0,87)	0,77	0,80	0,82
	dbHS	0,80±0,03 ^b	(0,72; 0,84)	0,77	0,80	0,82
	dRL	0,86±0,02 ^f	(0,82; 0,91)	0,85	0,86	0,88
	dpHS	0,83±0,03 ^{d,e}	(0,75; 0,91)*	0,80	0,85	0,85
	mpHS	0,83±0,03 ^e	(0,74; 0,91)	0,80	0,82	0,86
	TC	0,83±0,01 ^{b,c}	(0,79; 0,87)*	0,82	0,84	0,84
	oZG	0,60±0,01 ^a	(0,58; 0,63)*	0,60	0,60	0,61
	bPräp	-	-	-	-	-

* nicht normal verteilt

a, b, c, d, e, f zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

A, B zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Kronennummern gemäß des Post-hoc-Tukey-HSDs

I, II zeigen signifikante Unterschiede zwischen dem Operator gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

Tabelle 0-5: Deskriptive Statistiken des Materialverzugs von Operator MH^{I,II} gesplittet nach Messpunkt je Kronennummer mit gepoolten Reduktionen

Kronennummer	Parametrisch			Nicht-parametrisch		
	Messpunkte	MW + SD	95% KI	Min.	Media	Max.
1	mbHS	0,80±0,01 ^{b,c}	(0,78; 0,83)*	0,80	0,80	0,81
	dbHS	0,78±0,02 ^b	(0,74; 0,83)	0,77	0,78	0,80
	dRL	0,83±0,01 ^f	(0,81; 0,86)*	0,83	0,83	0,84
	dpHS	0,83±0,01 ^{d,e}	(0,80; 0,86)	0,82	0,83	0,84
	mpHS	0,84±0,02 ^e	(0,79; 0,88)	0,82	0,84	0,85
	TC	0,79±0,01 ^{b,c}	(0,77; 0,81)*	0,79	0,79	0,80
	oZG	0,61±0,02 ^a	(0,56; 0,65)	0,59	0,61	0,62
	bPräp	0,79±0,03 ^{c,d}	(0,69; 0,89)*	0,77	0,77	0,83
2	mbHS	0,83±0,04 ^{b,c}	(0,72; 0,95)	0,80	0,82	0,88
	dbHS	0,80±0,02 ^b	(0,74; 0,86)	0,78	0,80	0,82
	dRL	0,86±0,03 ^f	(0,79; 0,94)	0,84	0,86	0,89
	dpHS	0,84±0,03 ^{d,e}	(0,75; 0,93)	0,80	0,85	0,86
	mpHS	0,86±0,03 ^e	(0,78; 0,94)	0,83	0,86	0,89
	TC	0,83±0,04 ^{b,c}	(0,73; 0,92)	0,79	0,83	0,86
	oZG	0,62±0,03 ^a	(0,54; 0,71)	0,59	0,63	0,65
	bPräp	0,82±0,04 ^{c,d}	(0,71; 0,93)	0,78	0,81	0,86
3	mbHS	0,84±0,04 ^{b,c}	(0,74; 0,94)	0,81	0,83	0,88

Anhang

	dbHS	0,82±0,02 ^b	(0,76; 0,88)	0,80	0,82	0,84
	dRL	0,86±0,03 ^f	(0,78; 0,94)	0,83	0,87	0,88
	dpHS	0,84±0,03 ^{d,e}	(0,76; 0,93)*	0,81	0,86	0,86
	mpHS	0,86±0,02 ^e	(0,80; 0,92)	0,84	0,86	0,88
	TC	0,83±0,03 ^{b,c}	(0,75; 0,90)	0,80	0,83	0,85
	oZG	0,67±0,03 ^a	(0,59; 0,76)	0,64	0,68	0,70
	bPräp	0,83±0,04 ^{c,d}	(0,72; 0,95)	0,80	0,82	0,88
4	mbHS	0,82±0,01 ^{b,c}	(0,79; 0,85)	0,81	0,82	0,83
	dbHS	0,82±0,03 ^b	(0,74; 0,90)	0,79	0,83	0,84
	dRL	0,89±0,02 ^f	(0,84; 0,93)	0,87	0,89	0,90
	dpHS	0,86±0,02 ^{d,e}	(0,81; 0,90)	0,84	0,86	0,87
	mpHS	0,85±0,01 ^e	(0,81; 0,89)*	0,84	0,86	0,86
	TC	0,83±0,01 ^{b,c}	(0,79; 0,87)*	0,82	0,84	0,84
	oZG	0,61±0,01 ^a	(0,57; 0,65)*	0,60	0,62	0,62
	bPräp	0,84±0,01 ^{c,d}	0,81; 0,87)	0,83	0,84	0,85
5	mbHS	0,80±0,03 ^{b,c}	(0,72; 0,87)	0,77	0,80	0,82
	dbHS	0,80±0,01 ^b	(0,75; 0,83)*	0,78	0,80	0,80
	dRL	0,86±0,02 ^f	(0,79; 0,92)*	0,83	0,87	0,87
	dpHS	0,82±0,01 ^{d,e}	(0,79; 0,85)	0,81	0,82	0,83
	mpHS	0,82±0,02 ^e	(0,78; 0,87)	0,81	0,82	0,84
	TC	0,81±0,02 ^{b,c}	(0,77; 0,86)	0,80	0,81	0,83
	oZG	0,59±0,01 ^a	(0,57; 0,62)*	0,59	0,59	0,60
	bPräp	0,81±0,04 ^{c,d}	(0,72; 0,91)	0,78	0,81	0,85
6	mbHS	0,80±0,03 ^{b,c}	(0,70; 0,90)*	0,78	0,78	0,84
	dbHS	0,78±0,02 ^b	(0,74; 0,83)	0,77	0,78	0,80
	dRL	0,84±0,04 ^f	(0,73; 0,94)	0,81	0,82	0,88
	dpHS	0,80±0,01 ^{d,e}	(0,77; 0,83)	0,79	0,80	0,1
	mpHS	0,82±0,03 ^e	(0,74; 0,90)	0,80	0,81	0,85
	TC	0,79±0,01 ^{b,c}	(0,76; 0,81)*	0,78	0,79	0,79
	oZG	0,58±0,01 ^a	(0,55; 0,61)	0,57	0,58	0,59
	bPräp	0,83±0,01 ^{c,d}	(0,80; 0,86)	0,82	0,83	0,84

7	mbHS	0,80±0,03 ^{b,c}	(0,73; 0,88)	0,78	0,80	0,83
	dbHS	0,80±0,03 ^b	(0,72; 0,87)	0,77	0,80	0,82
	dRL	0,86±0,04 ^f	(0,75; 0,97)	0,82	0,85	0,90
	dpHS	0,84±0,04 ^{d,e}	(0,73; 0,95)	0,80	0,84	0,88
	mpHS	0,87±0,02 ^e	(0,80; 0,93)*	0,84	0,88	0,88
	TC	0,84±0,02 ^{b,c}	(0,78; 0,90)	0,82	0,83	0,84
	oZG	-	-	-	-	-
	bPräp	0,80±0,01 ^{c,d}	(0,77; 0,83)	0,79	0,80	0,81

* nicht normal verteilt

a, b, c, d, e, f zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

A, B zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Kronennummern gemäß des Post-hoc-Tukey-HSDs

I, II zeigen signifikante Unterschiede zwischen dem Operator gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

Tabelle 0-6: Deskriptive Statistiken des Materialverzugs von Operator MP^{II} gesplittet nach Messpunkt je Kronennummer mit gepoolten Reduktionen

Kronennummer	Messpunkte	Parametrisch		Nicht-parametrisch		
		MW + SD	95% KI	Min.	Media	Max.
1	mbHS	0,80±0,01 ^{b,c}	(0,78; 0,83)*	0,80	0,80	0,81
	dbHS	0,79±0,01 ^b	(0,76; 0,82)	0,78	0,79	0,80
	dRL	0,83±0,02 ^f	(0,78; 0,88)*	0,82	0,82	0,85
	dpHS	0,84±0,02 ^{d,e}	(0,80; 0,89)	0,83	0,84	0,86
	mpHS	0,83±0,02 ^e	(0,78; 0,87)	0,81	0,83	0,84
	TC	0,79±0,01 ^{b,c}	(0,76; 0,81)*	0,78	0,79	0,79
	oZG	0,61±0,02 ^a	(0,55; 0,67)	0,59	0,61	0,63
	bPräp	0,78±0,02 ^{c,d}	(0,72; 0,84)	0,76	0,77	0,80
2	mbHS	0,84±0,02 ^{b,c}	(0,78; 0,90)	0,82	0,83	0,86
	dbHS	0,81±0,04 ^b	(0,72; 0,91)	0,78	0,81	0,85
	dRL	0,85±0,03 ^f	(0,77; 0,94)	0,82	0,86	0,88
	dpHS	0,84±0,03 ^{d,e}	(0,76; 0,93)	0,81	0,85	0,87
	mpHS	0,87±0,03 ^e	(0,79; 0,95)	0,85	0,86	0,90
	TC	0,81±0,01 ^{b,c}	(0,79; 0,84)*	0,81	0,81	0,82
	oZG	0,64±0,04 ^a	(0,54; 0,73)	0,60	0,64	0,67
	bPräp	0,84±0,04 ^{c,d}	(0,73; 0,95)	0,80	0,84	0,88

Anhang

3	mbHS	0,83±0.02 ^{b,c}	(0,79; 0,88)	0,82	0,83	0,85
	dbHS	0,82±0.02 ^b	(0,77; 0,86)	0,80	0,82	0,83
	dRL	0,87±0.03 ^f	(0,82; 0,92)*	0,85	0,88	0,88
	dpHS	0,86±0.03 ^{d,e}	(0,78; 0,95)	0,83	0,87	0,89
	mpHS	0,87±0.01 ^e	(0,84; 0,90)	0,86	0,87	0,88
	TC	0,83±0.03 ^{b,c}	(0,75; 0,90)	0,80	0,83	0,85
	oZG	0,67±0.04 ^a	(0,57; 0,78)	0,63	0,69	0,70
	bPräp	0,84±0.03 ^{c,d}	(0,76; 0,91)*	0,82	0,82	0,87
4	mbHS	0,83±0.01 ^{b,c}	(0,79; 0,86)	0,82	0,83	0,84
	dbHS	0,82±0.02 ^b	(0,77; 0,87)*	0,80	0,83	0,83
	dRL	0,90±0.02 ^f	(0,85; 0,94)	0,88	0,90	0,91
	dpHS	0,86±0.03 ^{d,e}	(0,78; 0,94)	0,83	0,87	0,88
	mpHS	0,85±0.01 ^e	(0,82; 0,88)	0,84	0,85	0,86
	TC	0,85±0,01 ^{b,c}	(0,81; 0,89)*	0,84	0,84	0,86
	oZG	0,62±0,02 ^a	(0,55; 0,68)*	0,59	0,63	0,63
	bPräp	0,83±0,01 ^{c,d}	(0,80; 0,85)*	0,82	0,83	0,83
5	mbHS	0,80±0.03 ^{b,c}	(0,72; 0,89)	0,77	0,81	0,83
	dbHS	0,80±0,02 ^b	(0,74; 0,84)	0,78	0,79	0,81
	dRL	0,86±0.03 ^f	(0,78; 0,94)	0,83	0,87	0,88
	dpHS	0,83±0,01 ^{d,e}	(0,80; 0,86)	0,82	0,83	0,84
	mpHS	0,33±0,02 ^e	(0,77; 0,90)*	0,82	0,82	0,86
	TC	0,81±0,02 ^{b,c}	(0,75; 0,88)*	0,80	0,80	0,84
	oZG	0,60±0,01 ^a	(0,57; 0,63)	0,59	0,60	0,61
	bPräp	0,80±0,02 ^{c,d}	(0,75; 0,84)	0,78	0,80	0,81
6	mbHS	0,82±0,01 ^{b,c}	(0,78; 0,86)*	0,81	0,81	0,83
	dbHS	0,78±0,02 ^b	(0,74; 0,83)	0,77	0,78	0,80
	dRL	0,84±0,03 ^f	(0,75; 0,93)	0,80	0,85	0,86
	dpHS	0,81±0,01 ^{d,e}	(0,78; 0,84)	0,80	0,81	0,82
	mpHS	0,83±0,02 ^e	(0,77; 0,89)	0,81	0,82	0,85
	TC	0,80±0,01 ^{b,c}	(0,76; 0,84)*	0,79	0,81	0,81
	oZG	0,59±0,01 ^a	(0,56; 0,61)*	0,58	0,59	0,59
	bPräp	0,83±0,01 ^{c,d}	(0,81; 0,86)*	0,83	0,83	0,84

7	mbHS	0,81±0,02 ^{b,c}	(0,77; 0,86)	0,80	0,81	0,83
	dbHS	0,81±0,03 ^b	(0,73; 0,89)	0,78	0,82	0,83
	dRL	0,87±0,05 ^f	(0,74; 1,01)	0,83	0,86	0,93
	dpHS	0,83±0,03 ^{d,e}	(0,75; 0,91)	0,80	0,84	0,85
	mpHS	0,85±0,04 ^e	(0,75; 0,94)	0,81	0,85	0,85
	TC	0,84±0,02 ^{b,c}	(0,78; 0,90)	0,82	0,83	0,86
	oZG	0,61±0,02 ^a	(0,55; 0,67)	0,59	0,60	0,63
	bPräp	0,80±0,01 ^{c,d}	(0,78; 0,83)*	0,80	0,80	0,81

* nicht normal verteilt

^{a, b, c, d, e, f} zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Messpunkten gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

^{A, B} zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Kronennummern gemäß des Post-hoc-Tukey-HSDs

^{I, II} zeigen signifikante Unterschiede zwischen dem Operator gemäß des Post-hoc-Scheffé-Tests

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt PD Dr. Bogna Stawarczyk für die Bereitstellung des Dissertationsthemas, die hilfreiche Unterstützung bei der Erstellung der Statistiken, der Interpretation der Ergebnisse und für die vielen wertvollen Anregungen sowie der ständigen Beratung und Korrektur während des Verfassens der Dissertation.

Dr. Nina Lümke gilt mein aufrichtiger Dank für die ständige Ermutigung und Hilfestellung v.a. bei den statistischen Auswertungen der Daten sowie der stetigen Präsenz während der Arbeiten im Labor.

Weiterhin möchte ich ganz herzlich der Zahntechnikerin Marlis Eichberger für die Unterstützung bei der Prüfkörperherstellung und allen Arbeiten im Forschungslabor danken. Besonders möchte ich hier das entgegengebrachte Vertrauen während der Arbeiten an den CAD/CAM-Einheiten hervorheben.

Herrn Dr. Kurt Erdelt danke ich für die freundliche Bereitstellung der SPSS-Software.

Einen Dank möchte ich hiermit meiner Familie aussprechen, für die emotionale sowie finanzielle Unterstützung während des gesamten Studiums. Besonders möchte ich mich bei meinem Mann für all die Hilfe, die stetige Motivation und den Zuspruch während der gesamten Studienzeit und bei der Verfassung meiner Dissertation bedanken.

Bei Herrn Josef Krammer † und Janine bedanke ich mich für die eingehende Durchsicht dieser Arbeit.

Eidesstattliche Versicherung

Hammer Franziska Katharina

Name, Vornamen

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Einfluss verschiedener Faktoren im Thermoformverfahren auf die Verformbarkeit
und den Verzug von thermoplastischen Tiefziehfolien**

Selbstständig 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.

Weichering, 03.12.2020

Ort, Datum

Franziska Hammer

Unterschrift