

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

**DISSERTATION**

Genauigkeit in der Herstellung von Äquilibrationsschienen –  
Vergleich konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung

Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and  
additively manufactured occlusal splints

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)**

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dania Isabelle Schaefer

aus Frankfurt am Main

Datum der Promotion: 25.06.2023

## Vorwort

Teile dieser Arbeit wurden unter dem Titel „Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints“ von Dr. Christian Wesemann, Prof. Dr. Benedikt Spies, Dania Schaefer, Dr. Ufuk Adali, Prof. Dr. Florian Beuer und Dr. Stefano Pieralli im „Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials“ (10/2020, Band 114, Seite 104179) publiziert.

# Inhaltsverzeichnis

|                                                         |            |
|---------------------------------------------------------|------------|
| <b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....                      | <b>V</b>   |
| <b>Abbildungsverzeichnis</b> .....                      | <b>VI</b>  |
| <b>Tabellenverzeichnis</b> .....                        | <b>VII</b> |
| <b>1 Zusammenfassung</b> .....                          | <b>1</b>   |
| <b>2 Abstract</b> .....                                 | <b>2</b>   |
| <b>3 Einleitung</b> .....                               | <b>3</b>   |
| 3.1 <i>Temporomandibuläre Dysfunktion</i> .....         | 3          |
| 3.2 <i>Bruxismus</i> .....                              | 5          |
| 3.3 <i>Okklusale Schienen</i> .....                     | 6          |
| 3.3.1 <i>Äquilibrationsschienen</i> .....               | 7          |
| 3.3.2 <i>Reflexschienen</i> .....                       | 8          |
| 3.3.3 <i>Positionierungsschienen</i> .....              | 10         |
| 3.4 <i>Herstellung okklusaler Schienen</i> .....        | 11         |
| <b>4 Material und Methodik</b> .....                    | <b>18</b>  |
| 4.1 <i>Mastermodell</i> .....                           | 18         |
| 4.2 <i>Herstellung der Proben</i> .....                 | 19         |
| 4.2.1 <i>Konventioneller Workflow</i> .....             | 19         |
| 4.2.2 <i>Digitaler Workflow</i> .....                   | 24         |
| 4.3 <i>Eigenschaften der Kunststoffe</i> .....          | 28         |
| 4.4 <i>Auswertung</i> .....                             | 30         |
| 4.4.1 <i>Evaluation der Fertigungsgenauigkeit</i> ..... | 30         |
| 4.4.2 <i>Evaluation der Kontaktpunkte</i> .....         | 31         |
| 4.4.3 <i>Evaluation der Retentionskraft</i> .....       | 32         |
| 4.4.4 <i>Statistische Auswertung</i> .....              | 33         |
| <b>5 Ergebnisse</b> .....                               | <b>34</b>  |
| 5.1 <i>Evaluation der Fertigungsgenauigkeit</i> .....   | 34         |

|          |                                                                    |           |
|----------|--------------------------------------------------------------------|-----------|
| 5.2      | <i>Evaluation der Kontaktpunkte</i> .....                          | 36        |
| 5.3      | <i>Evaluation der Retentionskraft</i> .....                        | 38        |
| <b>6</b> | <b>Diskussion</b> .....                                            | <b>40</b> |
| 6.1      | <i>Zusammenfassung</i> .....                                       | 40        |
| 6.2      | <i>Diskussion der Methodik</i> .....                               | 41        |
| 6.2.1    | Zusammenfassung.....                                               | 41        |
| 6.2.2    | Mastermodell .....                                                 | 42        |
| 6.2.3    | Herstellung der Proben .....                                       | 43        |
| 6.2.4    | Auswertung .....                                                   | 47        |
| 6.3      | <i>Diskussion der Ergebnisse</i> .....                             | 50        |
| 6.3.1    | Zusammenfassung.....                                               | 50        |
| 6.3.2    | Fertigungsgenauigkeit.....                                         | 50        |
| 6.3.3    | Kontaktpunkte .....                                                | 54        |
| 6.3.4    | Retentionskraft .....                                              | 56        |
| 6.4      | <i>Materialspezifische Eigenschaften</i> .....                     | 57        |
| 6.4.1    | Mechanische Eigenschaften .....                                    | 57        |
| 6.4.2    | Biokompatibilität .....                                            | 58        |
| 6.5      | <i>Vergleich des digitalen und konventionellen Workflows</i> ..... | 59        |
| <b>7</b> | <b>Schlussfolgerung</b> .....                                      | <b>61</b> |
| <b>8</b> | <b>Literaturverzeichnis</b> .....                                  | <b>62</b> |
| <b>9</b> | <b>Anhang</b> .....                                                | <b>81</b> |
| 9.1      | <i>Materialliste</i> .....                                         | 81        |
| 9.2      | <i>Eidesstattliche Versicherung</i> .....                          | 85        |
| 9.3      | <i>Anteilerklärung</i> .....                                       | 87        |
| 9.4      | <i>Lebenslauf</i> .....                                            | 88        |
| 9.5      | <i>Publikationsliste</i> .....                                     | 89        |
| 9.6      | <i>Danksagung</i> .....                                            | 90        |
| 9.7      | <i>Bescheinigung statistische Beratung</i> .....                   | 91        |

## Abkürzungsverzeichnis

|         |                                                              |
|---------|--------------------------------------------------------------|
| AM      | Additiv gefertigt                                            |
| ANOVA   | Analysis of Variance                                         |
| BIS-EMA | Bisphenoethylenmethylacrylat                                 |
| CAD/CAM | Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing           |
| CNC     | Computer-Numeric-Control                                     |
| DLP     | Digital Light Processing                                     |
| DGFDT   | Deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie  |
| FFF     | Fused Filament Fabrication                                   |
| KM      | Konventionell gefertigt                                      |
| NTI-tss | Nociceptive-Trigeminal-Inhibition-Tension-Suppression-System |
| PJ      | Polymer Jetting                                              |
| PMMA    | Polymethylmethacrylat                                        |
| SLA     | Stereolithography                                            |
| SM      | Subtraktiv gefertigt                                         |
| STL     | Standard Tessellation Language                               |
| TMD     | Temporomandibuläre Dysfunktion                               |
| TPO     | Triphenylphosphinoxid                                        |

# Abbildungsverzeichnis

|                                                                                                                                                                                                                 |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Abbildung 1:</b> Schematische Darstellung eines FFF Druckers.....                                                                                                                                            | 13 |
| <b>Abbildung 2:</b> Schematische Darstellung eines SLA Druckers. ....                                                                                                                                           | 14 |
| <b>Abbildung 3:</b> Schematische Darstellung eines DLP Druckers. ....                                                                                                                                           | 15 |
| <b>Abbildung 4:</b> Schematische Darstellung eines PJ Druckers. ....                                                                                                                                            | 16 |
| <b>Abbildung 5:</b> Mastermodell im Artikulator mit Bissregistrator.....                                                                                                                                        | 18 |
| <b>Abbildung 6:</b> Schematische Darstellung des Workflows zur Probenherstellung.....                                                                                                                           | 19 |
| <b>Abbildung 7:</b> Gipsmodelle des Ober- und Unterkiefers zur Herstellung konventioneller Schienen.....                                                                                                        | 20 |
| <b>Abbildung 8:</b> Dublierform und -modell des angefertigten Oberkiefergipsmodells. ....                                                                                                                       | 20 |
| <b>Abbildung 9:</b> Scan des Gipsmodells, angefertigt mit einem Laborscanner.....                                                                                                                               | 21 |
| <b>Abbildung 10:</b> Für die pneumatische Injektion eingebettetes Gipsmodell. ....                                                                                                                              | 22 |
| <b>Abbildung 11:</b> Reokkludierte Schiene mit markierten Kontaktpunkten auf dem Gipsmodell.....                                                                                                                | 23 |
| <b>Abbildung 12:</b> Scan der Schieneninnenseite, angefertigt mit einem Laborscanner....                                                                                                                        | 24 |
| <b>Abbildung 13:</b> Verfolgter Scanpfad. ....                                                                                                                                                                  | 25 |
| <b>Abbildung 14:</b> Digitales Design der Schienen.....                                                                                                                                                         | 25 |
| <b>Abbildung 15:</b> Schematische Darstellung der Auswertung. ....                                                                                                                                              | 30 |
| <b>Abbildung 16:</b> Schienen der verschiedenen Fertigungswege mit eingezeichneten Kontaktpunkten. a) KM, b) SM, c) SLA, d) DLP, e) PJ. ....                                                                    | 31 |
| <b>Abbildung 17:</b> Versuchsaufbau der Retentionskraftmessung.....                                                                                                                                             | 32 |
| <b>Abbildung 18:</b> Repräsentative Überlagerungen der Schienen der verschiedenen Fertigungswege. Abweichungen farblich dargestellt von -1 mm (rot) bis +1 mm (blau). a) KM, b) SM, c) SLA, d) DLP, e) PJ. .... | 34 |
| <b>Abbildung 19:</b> Boxplots der positiven (links) und negativen (rechts) mittleren Oberflächenabweichung. ....                                                                                                | 35 |
| <b>Abbildung 20:</b> Boxplots der Anzahl der Kontaktpunkte.....                                                                                                                                                 | 38 |
| <b>Abbildung 21:</b> Boxplots der Retentionskraft.....                                                                                                                                                          | 39 |

## Tabellenverzeichnis

|                                                                                                                                                                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabelle 1:</b> Übersicht der Eigenschaften verwendeter 3D Drucker. ....                                                                                                                             | 26 |
| <b>Tabelle 2:</b> Übersicht der Eigenschaften verwendeter Kunststoffe. ....                                                                                                                            | 29 |
| <b>Tabelle 3:</b> Positive und negative mittlere, sowie maximale Oberflächenabweichung der Schieneninnenseiten bei Herstellung mithilfe verschiedener Fertigungstechnologien. .                        | 35 |
| <b>Tabelle 4:</b> Mittlere, sowie maximale und minimale Anzahl der Kontaktpunkte bei Herstellung der Schienen mithilfe unterschiedlicher Fertigungstechnologien.....                                   | 37 |
| <b>Tabelle 5:</b> Verteilung der Kontaktpunkte auf die Stützzonen sowie mittlere Anzahl der Stützzonen mit Kontakt bei Herstellung der Schienen mithilfe unterschiedlicher Fertigungstechnologien..... | 37 |
| <b>Tabelle 6:</b> Mittelwerte der Retentionskraft sowie minimale und maximale Retentionskraft und Standardabweichung bei dreifacher Wiederholung der Messung. ....                                     | 39 |

# 1 Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Ziel dieser in-vitro-Studie war, Äquilibrierungsschienen aus konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung zu vergleichen. Untersuchte Parameter waren die Fertigungsgenauigkeit, Kontaktpunkte und die Retentionskraft nach Reposition.

**Methoden:** Die Schienen wurden im konventionellen Workflow und im digitalen Workflow hergestellt. Dazu wurde ein Mastermodell mit Alginat abgeformt, Gipsmodelle hergestellt und die Schienen in Wachs modelliert. Dann wurden die Schienen mittels pneumatischer Injektion gefertigt (KM). Der digitale Workflow setzte sich zusammen aus dem Intraoralscan des Mastermodells, dem digitalen Design der Schienen und der subtraktiven (SM) oder additiven Fertigung (AM) mit den Techniken Stereolithography (SLA), Digital Light Processing (DLP) und Polymer Jetting (PJ). Je Fertigungsweg wurden 16 Schienen hergestellt. Um die Oberflächenabweichung zu bestimmen, wurden die Schienen mit einem Laborscanner digitalisiert und die Schieneninnenseite mit den Referenzdaten überlagert. Die Anzahl der Kontaktpunkte wurde anhand des Mastermodells im Artikulator bestimmt und die Retentionskraft im Zugversuch gemessen. Zur statistischen Analyse wurden einseitige Analysis of Variance (ANOVA) und Tukey post-hoc-Tests durchgeführt ( $\alpha = 0,05$ ).

**Ergebnisse:** Die geringsten Abweichungen beim Oberflächenvergleich wiesen die KM und SM Schienen auf. Zwischen den beiden Gruppen war die Differenz nicht signifikant ( $P > 0,985$ ). AM Schienen zeigten eine geringere Fertigungsgenauigkeit ohne signifikanten Unterschied zwischen SLA und PJ Schienen ( $P > 0,949$ ) aber signifikant höheren Abweichungen bei den DLP Schienen ( $P < ,002$ ). KM und SM Schienen hatten signifikant mehr Kontaktpunkte als die AM Schienen ohne signifikanten Unterschied zwischen den AM Gruppen ( $P > 0,116$ ). Die Retentionskraft der KM, SM und SLA Schienen war vergleichbar ( $P > 0,923$ ), DLP Schienen zeigten signifikant höhere Kräfte ( $P < ,042$ ) ohne signifikanten Unterschied zu den PJ Schienen ( $P = ,569$ ).

**Schlussfolgerung:** KM und SM Schienen sind bezüglich ihrer Fertigungsgenauigkeit, Anzahl der Kontaktpunkte und Retentionskraft vergleichbar. AM Schienen weisen höhere Abweichungen auf.

## 2 Abstract

**Aims:** The aim of this study was to compare occlusal splints from conventional, subtractive, and additive manufacturing. Manufacturing accuracy, amount of occlusal contact points and retentive force after repositioning were investigated.

**Methods:** Splints were manufactured either in the conventional or the digital workflow. Conventional manufacturing consisted of alginate impressions of the reference model, fabrication of gypsum models, wax-up and injection molding (KM). For computer-aided manufacturing the reference model was scanned with an intraoral scanner, the splints were designed digitally and manufactured by subtractive milling (SM) or by the additive techniques Stereolithography (SLA), Digital Light Processing (DLP) and Polymer Jetting (PJ). Sixteen splints per manufacturing method were produced. To analyze surface deviations the intaglio surfaces of the splints were scanned and superimposed with the reference data. Furthermore, the splints were repositioned on the reference model in the articulator and the number of contact points was registered. Finally, a tensile test was conducted to measure the retentive force. For statistical analysis one-way Analysis of Variance (ANOVA) with post-hoc Tukey tests were performed ( $\alpha = 0.05$ ).

**Results:** SM and KM splints revealed the highest manufacturing accuracy, while there was no significant difference between those two groups ( $P > ,985$ ). AM splints presented higher deviations. SLA and PJ splints showed comparable results ( $P > ,949$ ) whereas the surface deviation of DLP splints was significantly higher ( $P < ,002$ ). KM and SM splints demonstrated most contact points ( $P = ,505$ ). Additively manufactured splints revealed less contacts without significant difference among the different AM groups ( $P > ,116$ ). Retentive force measured for KM, SM and SLA splints was comparable ( $P > ,923$ ), while PJ and DLP splints demonstrated high variability.

**Conclusion:** KM and SM splints are comparable regarding manufacturing accuracy, number of contact points and retention. Deviations of the AM splints were higher but in a clinically acceptable range.

### 3 Einleitung

Okklusale Schienen werden zur Therapie von temporomandibulärer Dysfunktion (TMD) und Bruxismus eingesetzt. Sie bewirken eine Reduktion der Symptome von TMD, schützen die Zähne vor Abrasion und senken die Muskelaktivität (1). Sie können aus Kunststoff im Injektionsverfahren, subtraktiv oder additiv hergestellt werden und lassen sich hinsichtlich ihrer Gestaltung einteilen in Äquilibrationsschienen, Reflexschienen und Positionierungsschienen.

#### 3.1 Temporomandibuläre Dysfunktion

TMD beschreibt eine multifaktorielle Störung des temporomandibulären Systems. Die häufigsten Symptome sind Schmerzen des Kiefergelenks und der Kaumuskulatur, Knacken oder Reiben bei Mundöffnung, eingeschränkte Mundöffnung und Deviation (2). Die TMD darf nicht isoliert betrachtet werden, sondern muss als komplexes Zusammenspiel verschiedener Funktionsabläufe im Körper verstanden werden. Durch vielzählige neurogene Verbindungen werden Auswirkungen auf sämtliche Regionen des Körpers beobachtet (3: S. 6). Gleichzeitig können Störungen der Körperperipherie das temporomandibuläre System beeinflussen (3: S. 1).

TMD ist aktuell die zweithäufigste muskulo-skelettale Erkrankung. Die Prävalenz liegt bei 10–40 %, wobei junge und mittelalte Frauen häufiger betroffen sind (4, 5).

Die Ätiologie einer TMD ist vielfältig. Es lassen sich dentogene, myogene und ligamentäre, ossäre, neurogene und arthrogene Ursachen unterscheiden (3: S. 7, 6). Dentogene Ursachen stellen sich in Form von Okklusionsstörungen dar. Bei Frühkontakten werden afferente Impulse aus dem Desmodont an das ZNS geleitet, es folgt eine Anpassung der Kaumuskulatur mit gesteigerter Muskelaktivität, um die Zähne vor Überlastung zu schützen (3: S. 7). Dysfunktionelle Okklusionen wie ein offener Biss, ein deutlich vergrößerter Overjet, habituelle Okklusion in retrudierter Kieferlage oder ein unilateraler Kreuzbiss, aber auch nicht passgenaue Füllungen, Kronen oder Brücken können eine TMD provozieren (3: S. 7, 7). Myogen oder ligamentär bedingte TMD treten

infolge von Verspannungen der Kau- und Mundbodenmuskulatur auf. Verantwortlich für diese Verspannungen sind Körperfehlhaltungen, Traumata oder Verhaltensstörungen wie Knirschen und Pressen der Zähne (3: S. 7-8, 7). Ossäre Ursachen einer TMD sind Störungen, die einen funktionellen Einfluss auf die Mandibula oder das Os temporale haben (3: S. 8-9). Dysfunktionen des Kiefergelenks fallen unter arthrogene Ursachen. Fehlbelastung kann zu einer Arthrose oder Diskusverlagerung führen, wodurch die Bewegungsabläufe des Kiefergelenks behindert werden. Durch eine inadäquate Stellung der Mandibula kann die bilaminäre Zone komprimiert werden, folglich kann keine ausreichende Versorgung des Gelenks gewährleistet werden (3: S. 9). Angestrebt wird eine Übereinstimmung der maximalen Interkuspitation und der zentrischen Kondylenposition als muskuläre Ruheposition mit Bewegungsfreiheit des Kondylus in alle Richtungen (3: S. 23). Begünstigende Faktoren für die Entstehung einer TMD können sozialer, emotionaler und kognitiver Natur sein (7).

Neben einer ausführlichen Anamnese und Funktionsdiagnostik können bildgebende Verfahren wie Röntgenbilder oder Magnetresonanztomographie bei der Diagnostik einer TMD behilflich sein (3: S. 17). Die Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD) Axis I gelten als Standard-Kriterien zur Diagnostik einer TMD (8-10).

Eine Therapie der TMD ist bei Schmerzen und eingeschränkter Funktion indiziert. Zunächst kommen non-invasive Maßnahmen wie die ausführliche Aufklärung, medikamentöse Therapie, Physiotherapie, Akupunktur und die Behandlung mit Okklusionsschienen in Betracht. Darüber hinaus können Maßnahmen wie das Einschleifen von okklusalen Störungen, kieferorthopädische oder rekonstruktive Korrekturen zur Anwendung kommen (3: S. 237-246, 11-14). In seltenen Fällen kann auch eine chirurgische Therapie indiziert sein (3: S. 237-246, 11). Die deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFD) empfiehlt die Anfertigung einer Okklusionsschiene als Standardmaßnahme der Primärtherapie zur Harmonisierung der Muskel- und Kiefergelenksfunktion. Durch neuromuskuläre Mechanismen kommt es zu einer langanhaltenden Neuorganisation der inter- und intramuskulären Funktionsmuster und so zu einer Relaxation der Kau- und Nackenmuskulatur (3: S. 243, 15, 16). Dadurch werden der Kondylus-Diskus-Komplex und die bilaminäre Zone

entlastet (3: S. 243, 16-18). Okklusale Interferenzen werden temporär ausgeschaltet (3: S. 243, 16).

Klinisch zeigte sich mehrfach eine signifikante Besserung der Symptome von TMD durch Tragen einer okklusalen Schiene. Die Mundöffnung wurde gesteigert und myofaziale Schmerzen gelindert (8, 19-24). Mit alternativen Behandlungsformen wie Physiotherapie, medikamentöser Therapie oder Akupunktur konnten vergleichbare Behandlungsergebnisse erzielt werden (8, 19, 25-27).

### 3.2 *Bruxismus*

Okklusale Schienen werden als Therapiemittel bei bestehendem Bruxismus eingesetzt. Lobbezoo et al. definierten im Rahmen eines schriftlichen Konsens Bruxismus als „repetitive muskuläre Aktivität der Kaumuskulatur, charakterisiert durch Pressen oder Reiben der Zähne“. Es werde zwei zirkadiane Manifestationen unterschieden: Schlaf- und Wachbruxismus (28). Außerdem kann man Bruxismus in primären und sekundären Bruxismus gliedern. Primärer Bruxismus tritt idiopathisch auf, während sekundärem Bruxismus eine erkennbare Ursache zugrunde liegt (29). Dabei ist unklar, ob Bruxismus als pathologischer Prozess oder als extreme Manifestation eines physiologischen Prozesses anzusehen ist (30).

Die Symptome von Bruxismus sind u. a. Schmerzen in den Kiefergelenken, in der Kau- und Nackenmuskulatur, Kopfschmerzen, hypersensible Zähne, Zahnbeweglichkeit und mangelhafte Schlafqualität. Ispirgil et. al. zeigten, dass die myofazialen Schmerzen aufgrund von reduziertem Blutfluss in der Kaumuskulatur nach starker Muskelaktivität auftreten können (31). Die Folgen von Bruxismus können die Entstehung einer TMD, Muskelhypertrophie, Abrasion, Zahnfrakturen oder das Versagen von Restaurationen und Implantaten sein (31-35).

Die Prävalenz für Bruxismus im wachen Zustand liegt bei 22–31 %, im schlafenden Zustand bei 10–16 %. Eine Geschlechterdominanz wurde nicht festgestellt (36).

Die Ätiologie von Bruxismus ist multifaktoriell bedingt. Der Okklusion und Morphologie des Schädels wird heutzutage nur noch sekundäre Bedeutung zugeordnet (37). Stattdessen werden zentrale Faktoren wie Stress, Angst, Schlaf- und Atmungsstörungen sowie genetische Einflüsse diskutiert (29, 38-40). Exogene Faktoren wie Traumata, Medikamente, Alkohol, Tabak und Koffein begünstigen das Vorkommen. Verschiedene Strukturen des Hirnstamms und eine Vielzahl von Neurotransmittern beeinflussen die Bewegungsmuster und Aktivität der Kaumuskeln (41). Zudem ist Bruxismus Teil der Antwort des Körpers auf Schlafarousal (30, 42, 43).

Die Diagnostik von Bruxismus umfasst eine ausführliche Anamnese und eine klinische Untersuchung. Klinische Anzeichen, die auf Bruxismus hindeuten sind abnormer Zahnabrieb, technisches Versagen von Rekonstruktionen und Füllungen, hypertrophe Kaumuskeln, Zungen- und Wangenimpressionen, weißliche Verhornungsleisten am Planum buccale, eine eingeschränkte Kieferöffnung und Gingivarezessionen (29). Zur definitiven Diagnostik kann eine Polysomnographie oder ein Elektromyogramm durchgeführt werden.

Da zur Zeit noch keine Kausaltherapie von Bruxismus bekannt ist, ist Zielsetzung der Behandlung die Linderung der Symptome und der Schutz der Zahnhartsubstanz (44). Das Tragen von okklusalen Schienen kann myofaziale Schmerzen durch Reduktion der Muskelaktivität vermindern und die Zähne vor Abrasion schützen (1, 31).

### *3.3 Okklusale Schienen*

Die okklusale Schiene wurde erstmals 1901 von Karolyi zur Therapie von Bruxismus eingesetzt. Der moderne Begriff der Schiene wurde 1955–1963 von Posselt geprägt (45). In der Literatur wird von verschiedenen Ausführungen von okklusalen Schienen berichtet. Welcher Schientyp am effektivsten ist, wird kontrovers diskutiert. Sie lassen sich entsprechend ihrer Gestaltung und Indikation differenzieren. (46). Schienen mit gleichmäßigem, anteriorem oder posteriorem Aufbiss erzeugen verschiedene Reaktionen von Gelenk und Muskulatur. In Abhängigkeit des Therapieziels wird die

maxillo-mandibuläre Relation in horizontaler Dimension bewusst verändert oder entsprechend der zentrischen Kondylenposition eingestellt.

### 3.3.1 Äquilibrationsschienen

#### Stabilisierungsschiene

Am häufigsten findet die Stabilisierungsschiene Anwendung (47, 48). Sie kann sowohl für den Ober- als auch für den Unterkiefer angefertigt werden und zeichnet sich durch eine gleichmäßige Okklusion der Seiten- und Frontzähne in zentrischer Kondylenposition aus. Der antagonistische Kontakt wird hergestellt durch die palatinalen Höcker des Oberkiefers oder die bukkalen Höcker des Unterkiefers (49). Einige Studien suggerieren, dass eine Schiene mit Eckzahnführung die Muskelaktivität stärker reduziert als eine Schiene mit Gruppenführung (50, 51). Andere Autoren konnten hingegen keinen Unterschied zwischen den beiden Konzepten feststellen (52, 53). Ziel der Behandlung mit einer Stabilisierungsschiene ist die physiologische Belastung des Gelenks durch Einstellung der zentrischen Kondylenposition, die Beseitigung okklusal bedingter Parafunktionen, die temporäre Reorganisation muskulärer Funktionsmuster und die Hemmung der Muskelaktivität (16, 23). Die Studienlage zur Effektivität von Stabilisierungsschienen spricht für eine zuverlässige Reduktion von Muskelaktivität und myofazialen Schmerzen (19, 54). Ebrahim et al. führten im Jahr 2012 eine systematische Übersichtsarbeit und Metaanalyse hierzu durch. Diese ergab eine moderate Schmerzreduktion durch die Behandlung mit Stabilisierungsschienen (55). Kuzmanovic et al. bestätigten im Rahmen einer Metaanalyse 2017 diese Ergebnisse. Während Stabilisierungsschienen kurzfristig zu einer signifikant höheren Schmerzreduktion und Steigerung der Mundöffnung führten, zeigen Langzeituntersuchungen keine Überlegenheit gegenüber anderen Behandlungsmöglichkeiten (56). Song et al. beobachteten 2020 bei Patienten mit Arthrose im Kiefergelenk mithilfe von Computertomographie einen regenerativen Effekt von Stabilisierungsschienen in Kombination mit der Gabe von nichtsteroidalen, antiinflammatorischen Injektionen (17). Beim Einsatz von Stabilisierungsschienen ist die Wahrscheinlichkeit schädlicher Nebenwirkungen verglichen mit anderen Schienen geringer (57).

## Michiganschiene

Eine Sonderform der Stabilisierungsschiene ist die Michiganschiene, die dem Konzept Freedom-in-Centric folgt (45). Das bedeutet ein Okklusionsfeld mit Bewegungsmöglichkeit von 1 mm, darüber hinaus setzt die Eckzahnführung ein. Diese beschränkte Bewegungsfreiheit ermöglicht es dem Patienten, nach und nach eine stabile Okklusion zu finden. Michiganschienen werden überwiegend im Oberkiefer angefertigt (49). Im klinischen Einsatz kann durch die Therapie eine Reduktion der Symptome erzielt werden. Bei Patienten mit Diskusverlagerung mit Reposition kann eine Michiganschiene einen positiven Effekt haben, während sie bei einer Diskusverlagerung ohne Reposition keine Wirkung zeigt (58). Nitecka-Buchta et al. beobachteten neben der Schmerzlinderung eine Reduktion der Konzentration von Calcitonin Gene-Related Peptide im venösen Blut, welches bei TMD aufgrund der erhöhten Muskelaktivität vermehrt von trigeminalen Neuronen freigesetzt wird (59).

### 3.3.2 Reflexschienen

#### Front-Aufbissschiene

Front-Aufbissschienen werden nicht mit gleichmäßiger Okklusion, sondern Frühkontakt gestaltet und dienen der schnellen Entlastung der Kaumuskulatur. Sie zeichnen sich durch einen hufeisenförmigen, gaumenbedeckenden Anteil und ein okklusales Plateau der sechs Frontzähne aus. Weitere Variationen dieser Schiene wie die Mini-Front-Aufbissschienen umfassen lediglich zwei bis vier Frontzähne (23, 60). Hierzu zählt u. a. das Nociceptive-Trigeminal-Inhibition-Tension-Suppression-System (NTI-tss). Conti et al. verglichen im Rahmen einer Studie den Effekt von NTI-tss Schienen und Stabilisierungsschienen. Für beide Patientengruppen wurde eine Schmerzreduktion beobachtet, wobei der Effekt durch Stabilisierungsschienen schneller erreicht wurde (61). Liu et al. untersuchten den Einfluss von NTI-tss Schienen und Stabilisierungsschienen auf Schlafbruxismus durch Polysomnographie. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass NTI-tss Schienen eine signifikant höhere Reduktion der Bruxismusaktivität erzielten als die Stabilisierungsschienen (62). Stapelmann et al. erstellten eine systematische Übersichtsarbeit mit dem Ergebnis, dass NTI-tss Schienen erfolgreich bei Patienten mit TMD oder Bruxismus eingesetzt werden können. Nachteile seien jedoch eine mögliche

Veränderung der Okklusion durch Elongation der Seitenzähne und die Gefahr des Verschluckens der Schiene (63).

#### Seitenzahn-Aufbissschiene

Die Seitenzahn-Aufbissschiene wird meist im Unterkiefer eingesetzt und zeichnet sich durch eine die Seitenzähne bedeckende okklusale Plattform aus. Die beiden Anteile sind durch einen lingualen Metallbügel verbunden. Vertikale und horizontale Dimension sollen verändert werden um eine ideale maxillo-mandibuläre Relation zu generieren, welche später durch okklusale Veränderungen langfristig umgesetzt wird (23). Einige Studien beschreiben eine Steigerung der physischen Kraft, während die Ergebnisse anderer Studien dies nicht unterstützen (64-66).

#### Nicht adjustierte, weiche Tiefziehschiene

Weiche Schienen werden aus thermoplastischen Kunststofffolien im Tiefziehverfahren hergestellt. Die Okklusalfäche ist nicht adjustiert, wodurch Frühkontakte entstehen, welche parafunktionelle Gewohnheiten unterbrechen sollen. Sowohl harte als auch weiche Schienen führen zu einer Schmerzlinderung (67, 68). Weiche Schienen können langfristig jedoch Abweichungen der Okklusion verursachen und in seltenen Fällen eine erhöhte Muskelaktivität provozieren (69-71). Außerdem sind harte Schienen stabiler, ermöglichen eine bessere Passung und lassen sich mit rotierenden Instrumenten besser bearbeiten (23).

#### Hydrostatische Schiene

Hydrostatische Schienen bestehen aus zwei wassergefüllten Kissen, die den Seitenzähnen okkusal aufliegen. Durch eine Verbindung der beiden Kammern kommt es zur Selbstadjustierung der Flüssigkeitspolster bei Aufbiss und somit zur Harmonisierung der Okklusion (60). Amin et al. untersuchten den Effekt von hydrostatischen Schienen bezogen auf die Schmerzreduktion verglichen mit harten Stabilisierungsschienen und weichen Schienen. Nach drei Monaten wurde eine signifikante Schmerzreduktion in allen drei Gruppen festgestellt, ohne signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Schienen (72).

### 3.3.3 Positionierungsschienen

#### Anteriore Repositionierungsschiene

Anteriore Repositionierungsschienen verändern gezielt die Lagebeziehung von Mandibula und Maxilla. Bei Kieferschluss wird der Unterkiefer durch ein Führungselement an der Oberkieferschiene in eine weiter anterior gelegene Position gezwungen. Dies soll bei Patienten mit Diskusverlagerung zum Erreichen einer physiologischen Kondylus-Diskus-Beziehung führen (23, 60, 73). Nach erfolgreicher Schientherapie kann durch invasive Veränderung der Okklusion der Effekt langfristig umgesetzt werden. Chen et al. konnten belegen, dass die Therapie mit einer anterioren Repositionierungsschiene kurzfristig zu einer Verlagerung des Kondylus nach anterior und kaudal führt, während sich der Diskus nach posterior bewegt. Sechs Monate nach Abschluss der Behandlung ohne langfristige Anpassung der Okklusion wurde jedoch eine hohe Rezidivrate gemessen (74). In einer Studie mit jüngeren Teilnehmern war diese nach zwölf Monaten wesentlich niedriger (75). Bei Diskusverlagerungen mit partieller oder ohne Reposition wurde kein positiver Effekt beobachtet (76). Aufgrund dieser eingeschränkten Wirksamkeit sollte auch die langfristige Okklusionsveränderung kritisch betrachtet werden (49). Neben der Verlagerung von Diskus und Kondylus bewirken anteriore Repositionierungsschienen eine signifikante Schmerzreduktion (77).

#### Dekompressionsschiene

Dekompressionsschienen sollen durch Dehnung der Gelenkkapsel das Kiefergelenk entlasten. Sie werden bei Patienten mit degenerativen Kiefergelenksschäden, Arthrose und Diskusverlagerungen eingesetzt (23, 49). Die Dekompression wird durch Einsatz eines Mandibularpositionsvariators oder einer Zinnfolie in das Kondylargehäuse zwischen Ober- und Unterteil des Artikulators programmiert. Dadurch entsteht ein posterior gelegener Frühkontakt, der bei Kieferschluss ein Hypomochlion erzeugen und somit das Kiefergelenk dehnen soll. Das Dekompressionsvermögen der Schiene ist ausgeschöpft, wenn sich eine gleichmäßige Okklusion im Seitenzahnbereich eingestellt hat (49). Demling et al. untersuchten die Position der Kondylen bei Einsatz einer Dekompressionsschiene. Es wurde eine Verlagerung nach anterior um  $0,3 \pm 0,5$  mm und kaudal um  $0,8 \pm 0,5$  mm gemessen. Im Vergleich zu einer Stabilisierungsschiene wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt (78). Seedorf et al. beobachteten hingegen eine

Bewegung des Kondylus nach kranial, was zu einer zusätzlich Kompression des Kiefergelenks führt (79).

Al-Moraissi et al. veröffentlichten 2020 eine Metaanalyse zur Effektivität von verschiedenen okklusalen Schienen als Bestandteil der Therapie von TMD. Sie verglichen die Ergebnisse randomisierter, kontrollierter Studien zu harten Stabilisierungsschienen, weichen Schienen, konfektionierten Schienen, Mini-Front-Aufbissschienen, Front-Aufbissschienen, anterioren Repositionierungsschienen und psychologischer Beratung. Alle Behandlungsmethoden waren effektiver zur Therapie von TMD als keine Behandlung oder die Behandlung mit nicht-okkludierenden Geräten. Bei Patienten mit arthrogen bedingter TMD konnte mit anterioren Repositionierungsschienen und harten Stabilisierungsschienen in Kombination mit psychologischer Beratung die Schmerzintensität am stärksten reduziert werden. Bei Patienten mit myogen bedingter TMD erzielten Mini-Front-Aufbissschienen, harte Stabilisierungsschienen und weiche Schienen die höchste Schmerzreduktion (6).

### *3.4 Herstellung okklusaler Schienen*

Die konventionelle Herstellung von Schienen beginnt mit der Abformung der Kiefer und einer Kieferrelationsbestimmung. Anhand dieser werden Gipsmodelle hergestellt und einartikuliert. Harte Schienen werden in Wachs modelliert, eingebettet und anschließend in heiß- oder kaltpolymerisierendes Polymethylmethacrylat (PMMA) überführt. Weiche Schienen werden im Tiefziehverfahren hergestellt. Zur Adjustierung der Okklusalfäche, kann zusätzlich ein autopolymerisierender Kunststoff aufgetragen werden. Nach Anpassung der Kontakte und der Retention im Labor setzt der Zahnarzt die Schiene beim Patienten ein und macht gegebenenfalls weitere nötige Adaptionen.

Unter dem Begriff digitaler Workflow versteht man die Elimination von Handarbeit im Fertigungsprozess (80, 81). Die Umstellung auf einen rein digitalen Workflow kann dank des Computer-Aided Design und Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) bei der Schienenherstellung Kosten senken, Arbeitszeit von Zahntechniker und Zahnarzt reduzieren und eine konstante Qualität gewährleisten (82).

CAD/CAM-Systeme beruhen auf 3 Schritten:

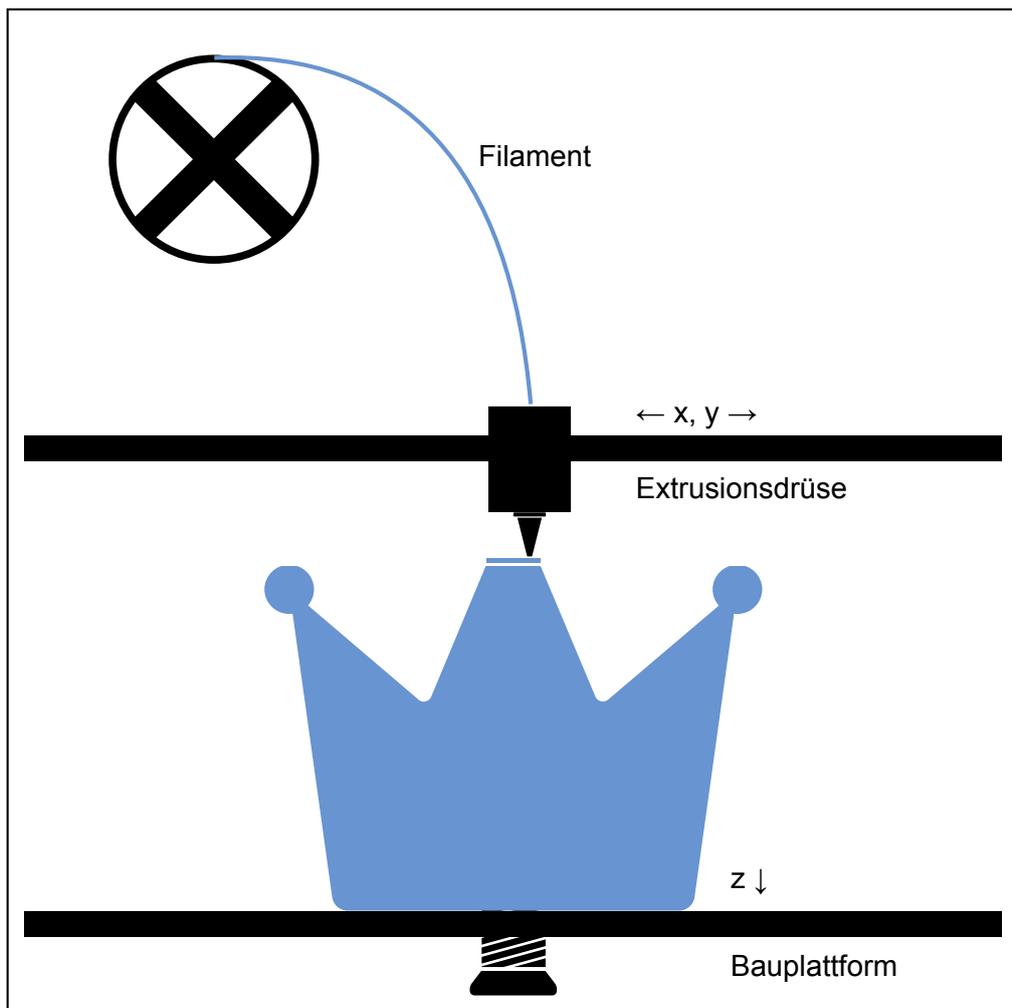
1. Der Digitalisierung von Daten, direkt mithilfe eines Intraoralscanners, indirekt durch Digitalisierung eines Gipsmodells oder einer Abformung mit einem Laborscanner,
2. der Verarbeitung der Daten durch eine Software und dem Design des Objekts und
3. der Fertigung des designten Objekts im subtraktiven oder additiven Verfahren (83).

Die subtraktive Fertigung umfasst das Herausfräsen eines dreidimensionalen Objekts aus einem Materialblock mit einer Computer-Numeric-Control-Fräsmaschine (CNC). Als Material für Schienen wird ein Rohling aus industriell hergestelltem PMMA verwendet. Diese Rohlinge werden unter standardisierten Bedingungen und hohem Druck polymerisiert. Dies führt zu einer gesteigerten Dichte und zu längeren Polymerketten im Vergleich zur klassischen Polymerisation (84). Dadurch entfällt die Polymerisationsschrumpfung, mechanische und biokompatible Eigenschaften können optimiert werden (84, 85). Es lassen sich jedoch aus jedem Rohling maximal zwei Schienen herstellen, entsprechend sind Materialverlust und -kosten hoch. Zudem erreicht die Frästechnik bei starken Unterschnitten oder Hohlräumen ihre Grenzen.

Bei der additiven Fertigung (auch Rapid Prototyping oder 3D Druck) hingegen wird das Objekt Schicht für Schicht auf einer Bauplattform hergestellt (86). Durch die Konstruktion von Stützstrukturen können komplexe Objekte produziert werden. Der Materialverlust kann im Vergleich zur subtraktiven Fertigung um bis zu 40 % gesenkt werden (80). Es ist bereits möglich, Metalle, Kunststoffe und Keramiken zu drucken (83). Die additive Fertigung erzielt jedoch noch nicht die Genauigkeiten, Materialeigenschaften und Oberflächenqualitäten wie die subtraktive Fertigung (80). Verbreitete Verfahren der additiven Fertigung sind Fused Filament Fabrication (FFF), Stereolithography (SLA), Digital Light Processing (DLP) und Polymer Jetting (PJ) (87).

## Fused Filament Fabrication

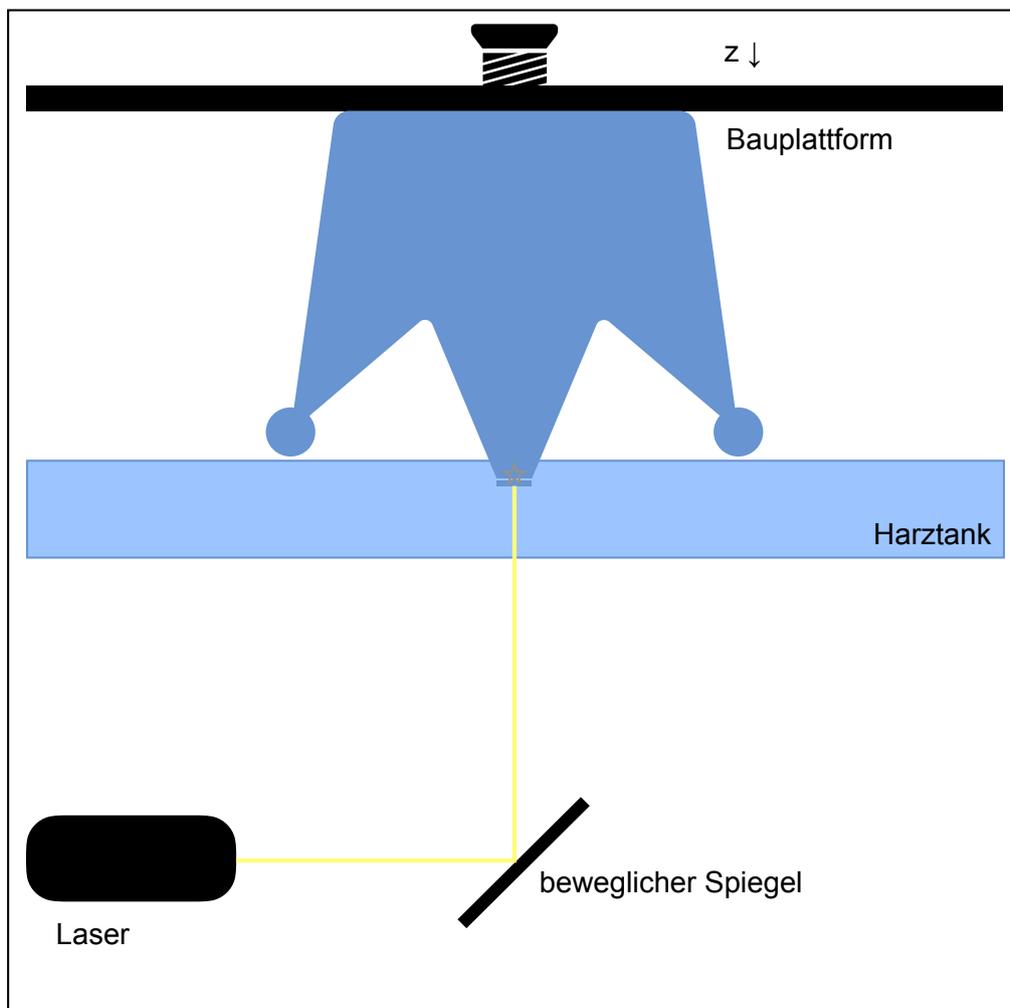
Thermoplastischer Kunststoff in Form eines Filaments wird von einem beheizten Extruder erwärmt. Anschließend wird das flüssige Material als dünner Faden durch eine Düse auf das Druckbett gepresst. Die Düse ist in x- und y-Richtung beweglich, die Bauplattform senkt sich nach jeder Schicht ab. Durch allmähliches Abkühlen des Materials verbinden sich die Schichten miteinander (siehe Abbildung 1). Druckschichtstärken betragen 0,025–0,4 mm. Ein FFF Drucker ist sehr günstig in der Anschaffung und ein Multicolordruck ist möglich. Die Druckobjekte haben jedoch vergleichsweise schlechte mechanische Eigenschaften. Sie sind anisotrop, spröde und die Oberflächenqualität ungenügend (88, 89). Schienen lassen sich mit diesem Druckverfahren noch nicht herstellen, es können jedoch Modelle gedruckt werden, über die Schienen tiefgezogen werden (90).



**Abbildung 1:** Schematische Darstellung eines FFF Druckers.

## Stereolithography

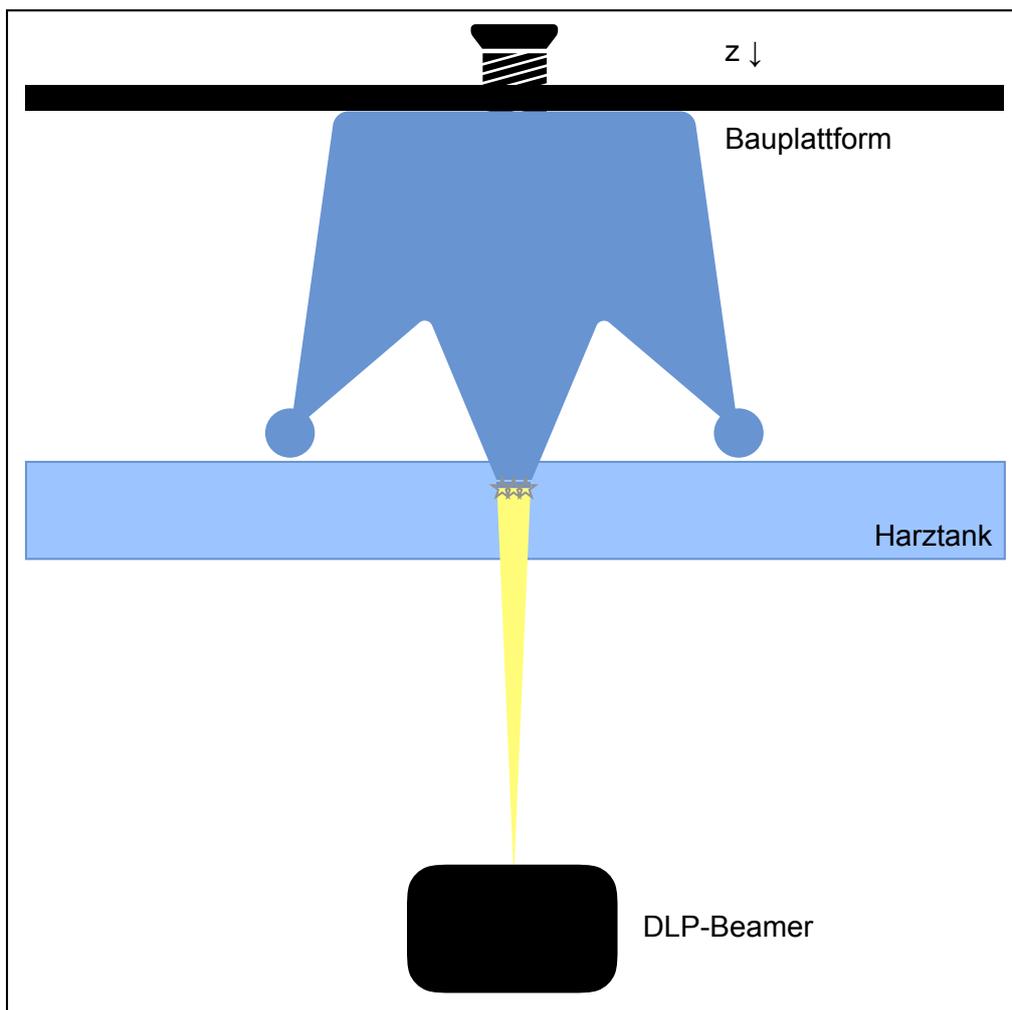
Eine Bauplattform wird nach und nach in einen Tank mit flüssigem Kunstharz abgesenkt. Ein Laser wird über einen beweglichen Spiegel gesteuert und härtet selektiv flüssiges Kunstharz aus. Nach jeder ausgehärteten Schicht verteilt ein Wischer das Harz gleichmäßig im Tank (siehe Abbildung 2). Es sind Druckschichtstärken von 0,05–0,25 mm möglich, eine Genauigkeit von 30–150  $\mu\text{m}$  in x-y-Richtung wird erreicht. SLA Drucker ermöglichen gute Oberflächeneigenschaften und eine gute Detailwiedergabe. Das Materialangebot ist groß, die Auswahl ist jedoch auf lichthärtende Materialien beschränkt. In der Zahnmedizin werden SLA Drucker bereits für den Druck von anatomischen Modellen, Implantatbohrschablonen, Kronen, Brücken, Prothesen und Schienen eingesetzt (88, 89).



**Abbildung 2:** Schematische Darstellung eines SLA Druckers.

## Digital Light Processing

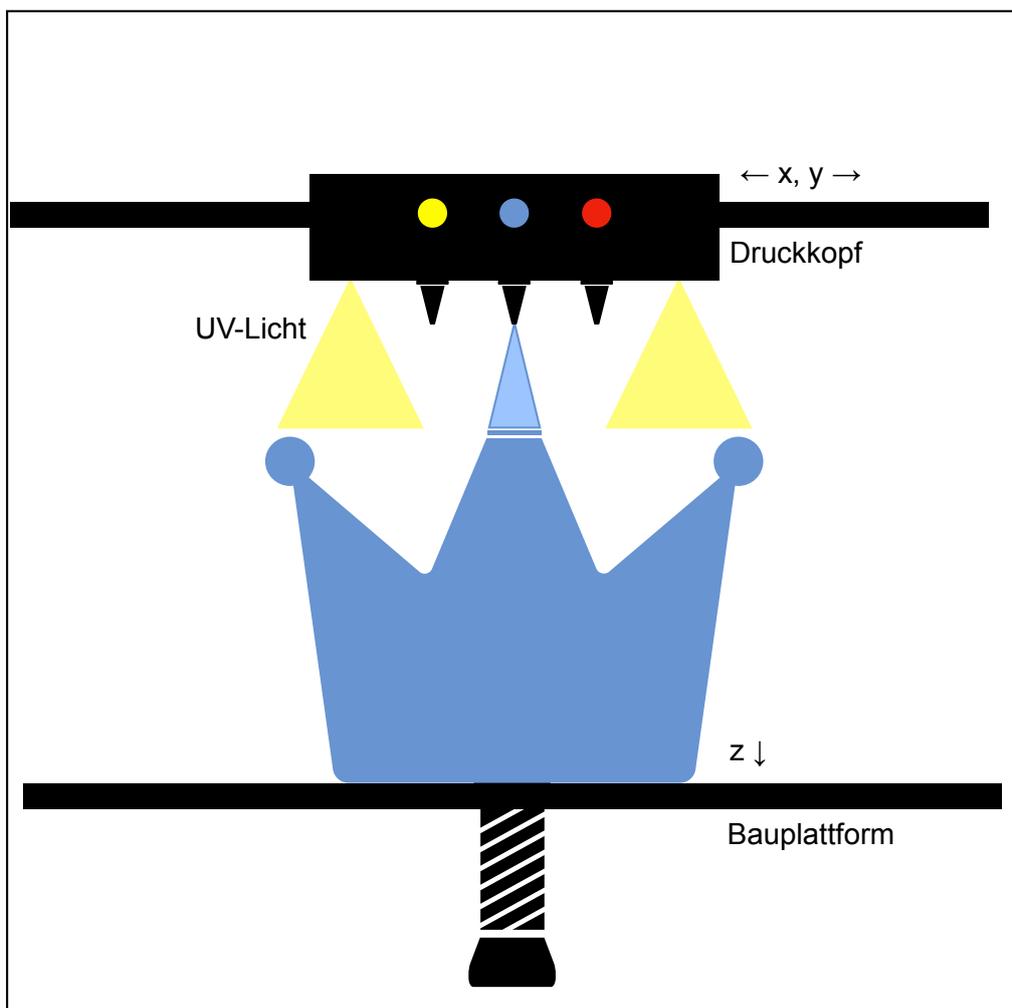
Das DLP und das SLA Verfahren sind vergleichbar, jedoch unterscheiden sie sich in ihrer Lichtquelle. Beim DLP Verfahren wird das Licht auf ein Digital Micromirror Device aus kleinen Spiegeln geworfen, die es in Pixel zerlegen und an die auszuhärtenden Stellen lenken. Dadurch entsteht jede Schicht aus zusammengesetzten Voxeln, die gleichzeitig belichtet werden (siehe Abbildung 3). Schichtstärke, Genauigkeit und Anwendungsbereich der DLP Drucker gleichen denen der SLA Drucker. Sie ermöglichen jedoch eine höhere Druckgeschwindigkeit (88, 89).



**Abbildung 3:** Schematische Darstellung eines DLP Druckers.

## Polymer Jetting

Das lichthärtende Kunstharz wird durch eine bewegliche Düse, ähnlich wie bei einem Tintenstrahldrucker, auf eine Bauplattform gesprüht. Ein Laser härtet das Material Schicht für Schicht aus. Daraufhin senkt sich die Bauplattform. Mehrere Druckköpfe ermöglichen die Verwendung verschiedener Materialien und Farben (siehe Abbildung 4). Geringe Schichtstärken von 0,016–0,03  $\mu\text{m}$  sind möglich und Druckgenauigkeiten von 42  $\mu\text{m}$  in x-y-Richtung werden erreicht. Die Objekte der PJ Fertigung haben eine sehr gute Oberflächenqualität und Detailwiedergabe. Stützstrukturen können aus wasserlöslichem Material hergestellt werden. Nachteilig ist jedoch die Beschränkung auf lichthärtende Materialien. Außerdem ist ein PJ Drucker in der Anschaffung kostenintensiv. In der Zahnmedizin werden PJ Drucker vielseitig eingesetzt. Anatomische Modelle, Implantatbohrschablonen, Schienen, festsitzende und herausnehmbare prothetische Versorgungen können hergestellt werden (88, 89).



**Abbildung 4:** Schematische Darstellung eines PJ Druckers.

Der Einsatz additiver Fertigung in der Zahnmedizin wird mit vielversprechenden Ergebnissen erforscht. Su-Jin et al. führten eine in-vitro-Studie zum Vergleich von konventionell und additiv gefertigten Modellen durch. Die mit PJ gefertigten Modelle zeigten eine vergleichbare Genauigkeit wie Gipsmodelle (91, 92). Der erfolgreiche Einsatz von additiv gefertigten Implantatbohrschablonen wurde mehrfach belegt (93-95). Tasaka et al. registrierten eine bessere Genauigkeit von additiv gefertigten Prothesenbasen verglichen mit konventionell hergestellten (96). Auch festsitzender Zahnersatz wie Kronen und Brücken kann bereits additiv gefertigt werden (97-99).

Die Therapie von Bruxismus und TMD mit Stabilisierungsschienen ist etabliert und evidenzbasiert. Sie bietet eine non-invasive, kostengünstige Therapieoption und wird daher auch in Zukunft Behandlungsbestandteil bleiben (26, 100). Die Umstellung auf eine additive Herstellung der Schienen mit hoher Präzision könnte Kosten in der Herstellung senken, Arbeitszeit sparen und den Prozess für Patienten angenehmer gestalten. Einige Studien zeigten bereits vielversprechende Ergebnisse im klinischen Einsatz von AM und SM Schienen (101, 102). Daten zum Vergleich der Präzision der Fertigungswege und verschiedenen additiven Technologien sind jedoch bisher unzureichend.

Das Ziel dieser Studie ist die konventionelle, subtraktive und additive Fertigung von okklusalen Schienen zu vergleichen. Im Rahmen der additiven Fertigung kommen die drei Verfahren SLA, DLP und PJ zum Einsatz. Neben der Fertigungsgenauigkeit werden verschiedene klinisch relevante Faktoren gemessen und in Relation gesetzt. Die Anzahl der Kontaktpunkte wird im Artikulator bestimmt. Weiterhin wird mittels eines Abzugsversuchs die Retentionskraft der Schienen analysiert.

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

1. Die Fertigungsgenauigkeit unterscheidet sich zwischen konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung nicht.
2. Die Anzahl der Kontaktpunkte nach Reposition unterscheidet sich zwischen konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung nicht.
3. Die Größe der Retentionskraft nach Reposition unterscheidet sich zwischen konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung nicht.

## 4 Material und Methodik

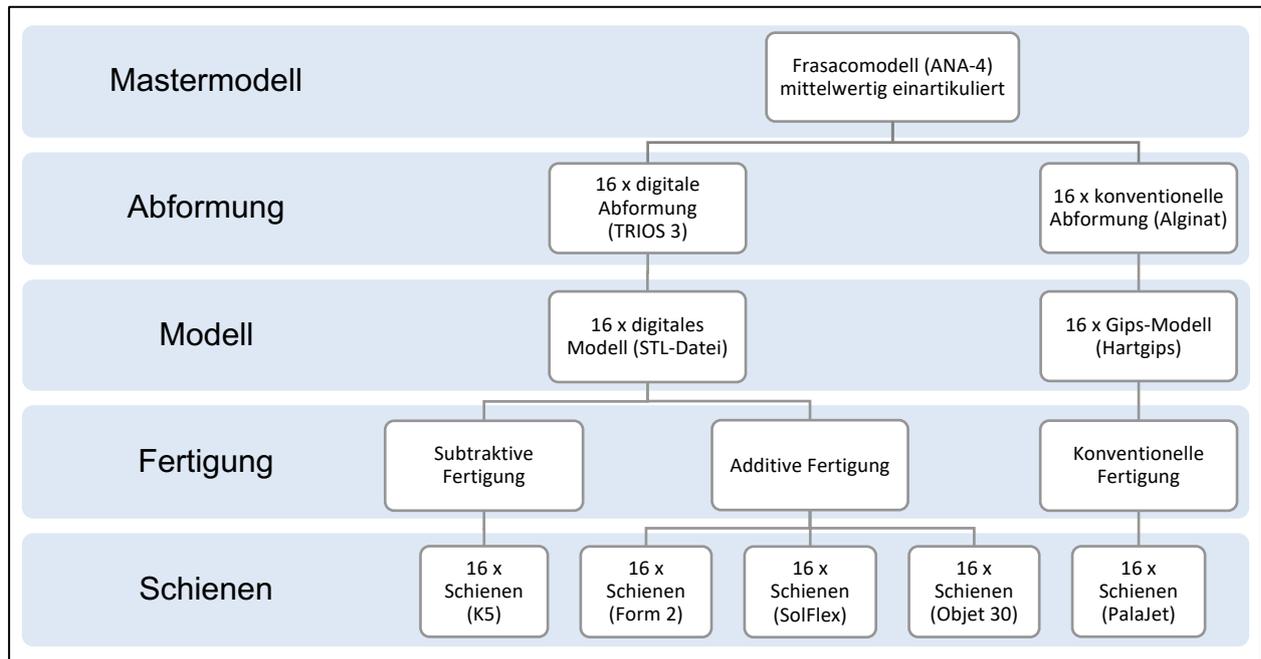
### 4.1 Mastermodell

Die klinische Situation wurde in dieser in-vitro-Studie anhand eines Phantommodells simuliert (ANA-4, Frasco; Tettang). Dieses wurde mittelwertig (Kondylenbahnneigungswinkel  $33^\circ$ , Bennett-Winkel  $15^\circ$ ) in einem teiljustierbaren Artikulator (Protar 5b, KaVo; Biberach) montiert. Mithilfe eines Gesichtsbogens (Arcus, KaVo) erfolgte die Kieferrelationsbestimmung für die spätere Übertragung. Der Biss wurde um 6,0 mm am Stützstift gehoben und gesperrt. Dies korrelierte mit einer Sperrung der Okklusion im posterioren Bereich um 2,5 mm. In dieser Position wurde ein Bissregistral mit einem A-Silikon (Futar D, Kettenbach; Eschenburg) genommen und mit einem Skalpell beschnitten (siehe Abbildung 5). Dieses Bissregistral simulierte das Zentrikregistral bei der Schienenherstellung.



**Abbildung 5:** Mastermodell im Artikulator mit Bissregistral.

## 4.2 Herstellung der Proben



**Abbildung 6:** Schematische Darstellung des Workflows zur Probenherstellung.

### 4.2.1 Konventioneller Workflow

#### Abformung

Oberkiefer und Unterkiefer des Mastermodells wurden 16 Mal mit Alginat (Palgat Plus, 3M; Neuss), metallischen Rimlock Abformlöffel (Rimlock Glatt, Müller und Weygandt GmbH; Büdingen) und Alginatadhäsiv (Fix Tray Adhesive, Dentsply Sirona; York, USA) abgeformt. Dafür wurde das Alginat im Verhältnis von 10 g Pulver zu 23 ml Wasser für 10 s maschinell angerührt (AM 501, Hauschild & Co KG; Hamm). Die Abformungen wurden nach einer Abbindezeit von 3 min 45 s entformt und in feuchten Zellstofftüchern maximal 30 min gelagert, bevor sie ausgegossen wurden.

## Modellherstellung und Artikulation

Die Alginatabformungen dienen der Herstellung von Gipsmodellen aus Hartgips der Klasse III (Hartgips Röconit Natur, Siladent; Braunschweig). Der Gips wurde im Verhältnis von 30:100 (Wasser:Pulver) 30 s unter Vakuum angemischt, die Abformungen unter Vibration des Rüttlers ausgegossen, nach 30 min wurden die Modelle entformt (siehe Abbildung 6). Die 16 Oberkiefermodelle wurden mit einem Magnet-Splitcastformer (MSF 200K, SAM Präzisionstechnik; Gauting), die 16 Unterkiefermodelle mit einem einfachen Sockelformer (Modellsockelformer, Bego GmbH & Co. KG; Bremen) gesockelt. Anschließend wurden die Modelle getrimmt und nummeriert. Für die Oberkiefermodelle wurde je eine Dublierform aus Silikon (Wirosil, Bego) hergestellt. Diese Formen dienen der Herstellung von Dubliermodellen aus Hartgips (Hartgips Röconit Natur, Siladent) (siehe Abbildung 7).



**Abbildung 7:** Gipsmodelle des Ober- und Unterkiefers zur Herstellung konventioneller Schienen.



**Abbildung 8:** Dublierform und -modell des angefertigten Oberkiefergipsmodells.

Die Oberkiefermodelle wurden mithilfe eines Gesichtsbogens (Arcus, Kavo) entsprechend der Kieferrelation des Simulationspatienten, die Unterkiefermodelle anhand des Bissregistrats im Artikulator (Protar 5b, Kavo) montiert. Der Artikulationsgips der Klasse II (Alabaster Dental, Siladent) wurde manuell im Verhältnis von 30:100 angerührt und härtete für 20 min aus.

Die Oberkiefermodelle dienten für den späteren Oberflächenvergleich als Referenzdaten. Dafür wurden diese mit einem Laborscanner (D2000, 3shape; Kopenhagen Dänemark) digitalisiert (siehe Abbildung 8).



**Abbildung 9:** Scan des Gipsmodells, angefertigt mit einem Laborscanner.

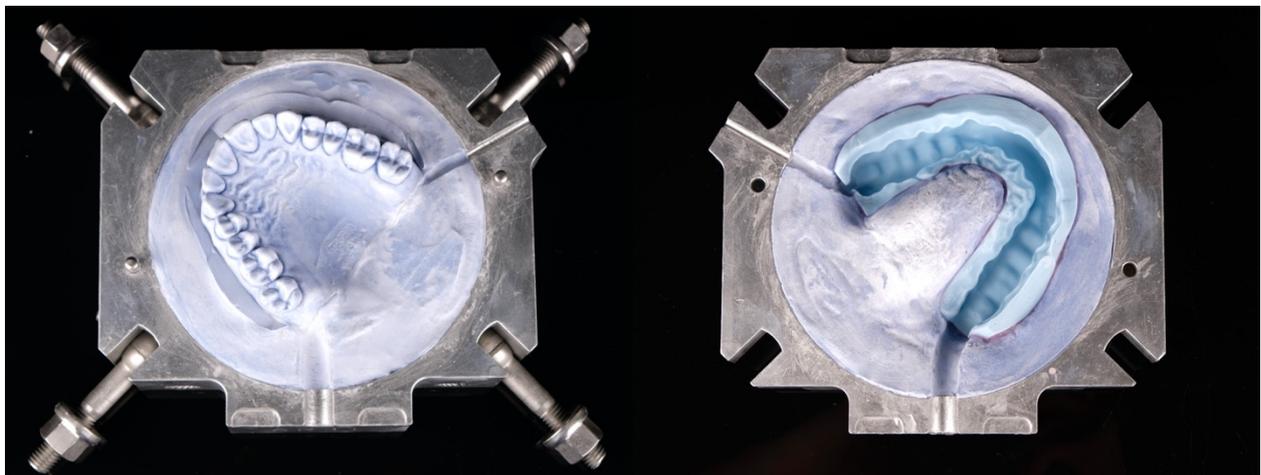
### Modellation der Schienen

Die Modellation der Schienen erfolgte mit Plattenwachs im Oberkiefer, entsprechend der Leitlinie zur Gestaltung von Michiganschienen mit gleichmäßigem statischem Kontakt, Frontzahnplateau und Eckzahnführung. Dazu wurde die Einschubrichtung und der prothetische Äquator der Schienen mithilfe eines Parallelometers bestimmt. Die Schienenlänge wurde auf 1 mm zervikal des prothetischen Äquators festgelegt.

### Einbetten und Injektion

Um die Wachsmodellationen in Kunststoff zu überführen, wurden die Modelle samt Modellation in Küvetten eingebettet. Dafür wurden die Küvetten (Palajet Küvette, Kulzer; Hanau) mit Vaseline isoliert. Anschließend wurden die Oberkiefermodelle isoliert (Isolant, Densply; Bensheim) und mit Hartgips (Hartgips Röconit Natur, Siladent) eingebettet. Der

Gips wurde im Verhältnis von 30:100 manuell für 30 s angemischt und härtete für 30 min aus. Um ein Zu- und Ablaufsystem für den Kunststoff zu schaffen, wurde je ein Injektionskanal und ein Entlüftungskanal aus Wachs angebracht. Über der Modellation wurde je ein Silikonschlüssel (Gamma Sil Perfect Tec A 85, Mueller-Omicron; Lindlar) hergestellt, um das spätere Ausbetten zu erleichtern. Nach Isolierung des Gipses wurden die Küvetten geschlossen und der Konter aus Hartgips (Hartgips Röconit Natur, Siladent) unter Vibration des Rüttlers ausgegossen. Nach Aushärtung des Gipses wurden die Küvetten erst für 8 min in geschlossenem, dann für 8 min in offenem Zustand bei 80°C in den Labormaten (Wapo-Ex 12 II, Wassermann Dental-Maschinen GmbH; Hamburg) gegeben, um das Wachs auszubrühen (siehe Abbildung 9). Der warme Gips wurde in zwei Schritten gegen Kunststoff isoliert (Isolant, Densply). Die Isolierschichten trockneten jeweils für 5 min. Die Küvetten wurden im Injektionsgerät (Palajet, Kulzer) fixiert, das Kaltpolymerisat (PalaXpress farblos, Kulzer) wurde im Verhältnis von 2:1 (Pulver:Flüssigkeit) angemischt. Nach 5 min Quellzeit, wenn die Oberfläche des Kunststoffes matt erschien, wurde er injiziert. Das Entlüftungsventil wurde geschlossen und die Küvetten für weitere 5 min unter 5 bar Druck im Injektionsgerät belassen. Die Polymerisation des Kunststoffes erfolgte für 30 min bei 2 bar und 55 °C Wassertemperatur im Drucktopf.



**Abbildung 10:** Für die pneumatische Injektion eingebettetes Gipsmodell.

## Ausbetten und Reokkludieren der Schienen

Die Schienen wurden ausgebettet und dabei auf dem Modell belassen. Die Injektionskanäle wurden mit einer Diamantscheibe (6924, Komet Dental; Lemgo,) abgetrennt und die Modelle mit einem Dampfstrahlgerät (Tronada, Reitel; Bad Essen,) gereinigt. Zum Reokkludieren wurde die Okklusion im Artikulator mit einer kreuzverzahnten Fräse (H77PK, Komet) und einem Gummi (9641, Komet) eingeschliffen. Ziel war die Wiederherstellung einer gleichmäßigen Okklusion und Eckzahnführung. Zur Dokumentation wurde je Schiene ein Okklusionsprotokoll mit Shimstockfolie mit einer Dicke von 8 µm (Shimstockfolie, Hanel; Nürtingen) erstellt und die mit Okklusionsfolie (Arti-Fol, Bausch; Köln) angezeichneten Kontaktpunkte fotografiert (siehe Abbildung 10).



**Abbildung 11:** Reokkludierte Schiene mit markierten Kontaktpunkten auf dem Gipsmodell.

## Scan

Da die Oberfläche der Schieneninnenseite für den späteren Oberflächenvergleich diente, wurde sie mit Scanspray (CAD/CAM Spray, Henry Schein; Langen) benetzt und mit einem Laborscanner (D2000, 3shape) digitalisiert (siehe Abbildung 11).



**Abbildung 12:** Scan der Schieneninnenseite, angefertigt mit einem Laborscanner.

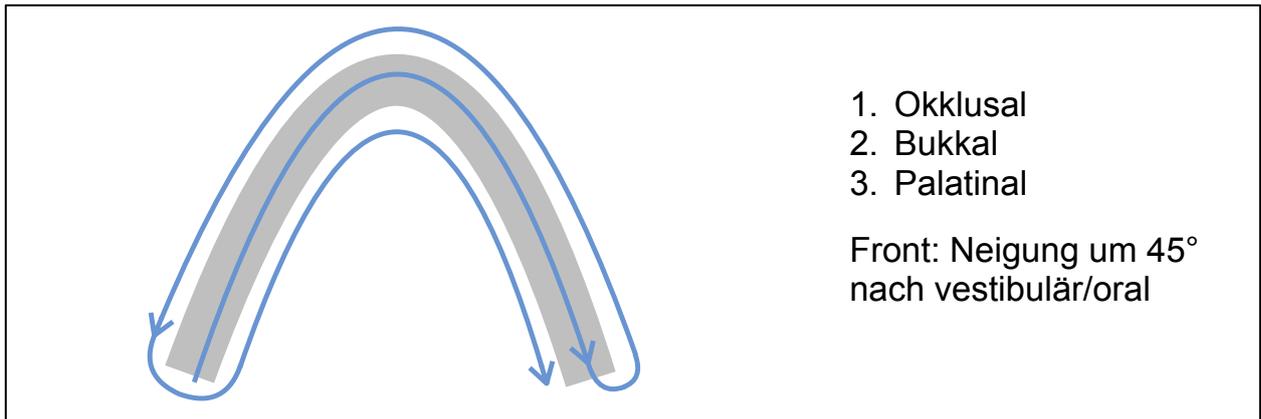
### Anpassung der Retention

Nach dem Reokkludieren wurden die Schienen von den Modellen getrennt. In den Schienen verbliebener Gips wurde mit Gipslöser (Plaster Solvent, Henry Schein) entfernt, ohne die Oberfläche der Schieneninnenseite mechanisch zu beschädigen. Um eine adäquate Retention der Schienen zu erreichen, wurden diese anhand der Dubliermodelle mit einer kreuzverzahnten Fräse (H251E und H261E, Komet) angepasst. Dazu wurden die Interdentalsepten und die Schienenextension reduziert. Es erfolgte keine weitere Bearbeitung der Schienen im Sinne einer Politur, um die Okklusion nicht zu beeinflussen.

### 4.2.2 Digitaler Workflow

#### Abformung

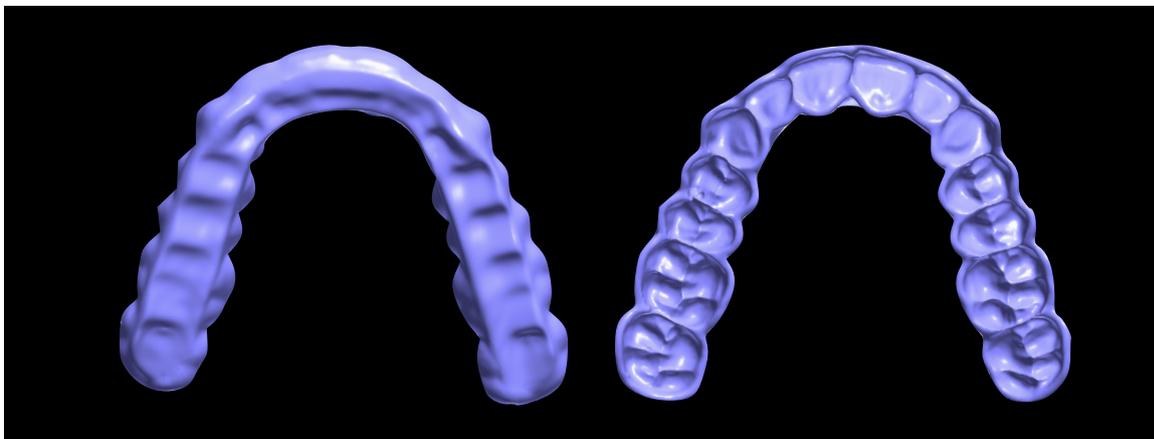
Das Mastermodell wurde 16 Mal mit einem Intraoralscanner (TRIOS 3, 3shape) extraoral unter Berücksichtigung des empfohlenen Scanpfads abgeformt. Dieser setzt sich zusammen aus dem okklusalen Scan von 17 nach 27, wobei der Scanner im Bereich der Frontzähne leicht nach vestibulär geneigt wird, dem Scan von vestibulär von 27 nach 17 und dem Scan von palatinal von 17 bis 27. Der Scanner wurde jeweils im Bereich der Front etwa 45° geneigt (siehe Abbildung 12). Daraufhin wurde der Biss mit eingesetztem Bissregistrator gescannt.



**Abbildung 13:** Verfolgter Scanpfad.

### Design der Schienen

Anhand der Scans wurden 16 digitale Modellpaare erstellt. Mithilfe einer CAD-Software (Dental Designer, 3shape) wurden entsprechend 16 Schienen konstruiert und als Standard Tessellation Language (STL) Datei exportiert (siehe Abbildung 13). Das Design erfolgte analog zur Modellation der KM Schienen. Es wurde eine Stärke der Schiene von 1,5 mm, ein Off-Set von 0,1 mm und eine Retention von 0,2 mm gewählt.



**Abbildung 14:** Digitales Design der Schienen.

### Fertigung

Die Schienen wurden in vier verschiedenen CAM Verfahren hergestellt: Subtraktiv durch eine Fräsmaschine und additiv mit drei verschiedenen 3D Druckern. Die subtraktive Fertigung erfolgte mit einer CNC-Fräsmaschine (K5, Wieland; IvoclarVivadent; Schaan,

Liechtenstein) aus transparenten PMMA-Rohlingen (ProArt CAD Splint clear, IvoclarVivadent). Daraufhin wurden die vier vestibulären und vier oralen Verbinder, die die Schiene während des Fräsprozesses im Rohling fixieren, manuell mit einer schmalen kreuzverzahnten Fräse (H261E, Komet) abgetrennt und verschliffen. Die angewandten Druckverfahren waren SLA (Form 2, Formlabs; Somerville, USA), DLP (SolFlex 170, Voco GmbH; Cuxhaven) und PJ (Objet30, Stratasys; Rechovot, Israel) (siehe Tabelle 1).

**Tabelle 1:** Übersicht der Eigenschaften verwendeter 3D Drucker.

| Technologie | Drucker     | Resin           | Schichthöhe | Auflösung | Hersteller                        |
|-------------|-------------|-----------------|-------------|-----------|-----------------------------------|
| SLA         | Form 2      | Dental Clear LT | 100 µm      | 150 µm    | Formlabs;<br>Somerville,<br>USA   |
| DLP         | SolFlex 170 | V-Print splint  | 100 µm      | 70 µm     | VOCO;<br>Cuxhaven,<br>Germany     |
| PJ          | Objet30     | MED 610         | 50 µm       | 42 µm     | Stratasys;<br>Rechovot,<br>Israel |

*SLA: Stereolithography, DLP: Digital Light Processing, PJ: Polymer Jetting.*

Vor dem SLA Druck wurden die Schienen mithilfe einer Software (PreForm, Formlabs) horizontal ausgerichtet und die Stützstrukturen wurden okklusal mit einer Dichte von 100 % und einem Durchmesser von 0,6 mm generiert. Manuell wurden einzelne Ansatzpunkte der Stützstrukturen aus den okkludierenden Bereichen verschoben. Daraufhin wurden die Schienen aus transparentem Kunststoff (Dental LT Clear, Formlabs) gedruckt. Anschließend wurden sie entsprechend der Herstellerangaben in 99%igem Isopropanolbad (Form Wash, Formlabs) für 5 min gewaschen und für 20 min bei 80 °C mit Licht der Wellenlänge 405 nm (Form Cure, Formlabs) nachgehärtet. Zuletzt wurden die Stützstrukturen mit einer Diamanttrennscheibe (6924, Komet) und einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse (H251E, Komet) abgetrennt und verschliffen.

Für den DLP Druck wurden die Schienen entsprechend der Herstellerangaben vertikal ausgerichtet gedruckt. Dadurch setzten die generierten Stützstrukturen vestibulär, vorwiegend an den Frontzähnen, an. Das verwendete Material war ebenfalls ein

transparenter Kunststoff (V-Print splint, Voco GmbH). Darauf wurden die Schienen erst für 3 min in einem mehrfach verwendbaren Isopropanol-Ultraschallbad und anschließend für weitere 2 min in einem frischen Isopropanol-Ultraschallbad gewaschen. Zur Nachhärtung wurden die Schienen für 30 min mit einer UV-Lampe (LC-3DPrint Box, 3D SYSTEMS; Rock Hill, USA) belichtet. Abschließend wurden die Stützstrukturen mit einer Diamantscheibe (6924, Komet) und einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse (H251E, Komet) abgetrennt und vorsichtig verschliffen.

Die Ausrichtung und Generierung der Stützstrukturen für die Fertigung mit dem PJ Drucker erfolgte mithilfe der entsprechenden Druckersoftware (Objet Studio, Stratasys). Die Schienen wurden horizontal ausgerichtet und aus transparentem Kunststoff (MED610, Stratasys) gedruckt. Dank des Multimaterialdrucks konnten die Stützstrukturen gleichzeitig aus einem wasserlöslichen Material gedruckt werden. Dadurch mussten diese anschließend nicht verschliffen werden, sondern konnten in einem Wasserbad entfernt werden.

#### Scan

Die Innenseite der Schienen wurde analog zum konventionellen Workflow mit Scanspray (CAD/CAM Spray, Henry Schein) benetzt und mit einem Laborscanner (D2000, 3shape) digitalisiert.

Aufgrund des Fehlens realer Modelle im digitalen Workflow, wurden die Schienen nicht reokkludiert. Eine weitere Bearbeitung im Sinne einer Politur erfolgte nicht.

### 4.3 Eigenschaften der Kunststoffe

Die Materialien werden anhand des Medizinproduktegesetzes klassifiziert. Ein wesentlicher Faktor ist die Art und Dauer der Anwendung im Mund. Ein langfristiger Einsatz im Mund erfordert die Zulassung der Klasse IIa, während bei Klasse I nur ein kurzfristiger Einsatz erlaubt ist. Alle in dieser Studie verwendeten Materialien mit Ausnahme des MED610 haben eine Zulassung der Klasse IIa (siehe Tabelle 2).

Die verwendeten Kunststoffe bestehen aus einer Methacrylatbasis. Zur konventionellen Schienen- und Prothesenherstellung wird PMMA verwendet. Auch die Rohlinge der subtraktiven Fertigung bestehen aus PMMA. Die lichthärtenden Harze für die additive Fertigung sind hingegen überwiegend auf Urethandimethacrylatbasis.

#### PalaXpress (Heraeus Kulzer)

PalaXpress ist ein kaltpolymerisierender Kunststoff. Die Polymerisation startet beim Vermischen des Pulvers mit der Flüssigkeit. Der Zerfall des Initiators Dibenzoylperoxid in die Startradikale wird von beigetzten Aktivatoren herbeigeführt. Als Aktivatoren dienen Barbitursäure, Kupfer- und Chloridsalze. Neben den Initiatoren enthält PalaXpress Monomere, Stabilisatoren und PMMA-Copolymerisate mit Vernetzern wie Butandioldimethacrylat.

#### Pro Art CAD Splint Clear (Ivoclar)

Die Kunststoffscheiben für die subtraktive Fertigung werden industriell gefertigt. Sie bestehen aus PMMA.

#### Dental LT Clear (Formlabs)

Das fotoaktive Harz besteht zu > 70 % aus einem Methacrylologomer, zu < 20 % aus dem Comonomer Glycolmethacrylat. Als Initiator dient Phosphinoxid, welches bei einer Wellenlänge von 405 nm in die Startradikale zerfällt. Der UV-Stabilisator Pentamethylpiperidylsebacat verhindert eine frühzeitige Polymerisation.

## V-Print Splint (Voco)

Auch bei V-Print Splint handelt es sich um ein lichthärtendes Kunstharz. Hauptbestandteil ist ein Monomergemisch aus Polyesterdimethacrylat, Bisphenoethylenmethacrylat (BIS-EMA), Triethylenglycoldimethacrylat und Hydroxypropylmethacrylat. Bei einer Wellenlänge von 385 nm wird der Photoinitiator Triphenylphosphinoxid (TPO) aktiviert, welcher die Polymerisation startet. Butylhydroxytoluol dient als antioxidativer Stabilisator.

## Biocompatible Clear MED610 (Stratasys)

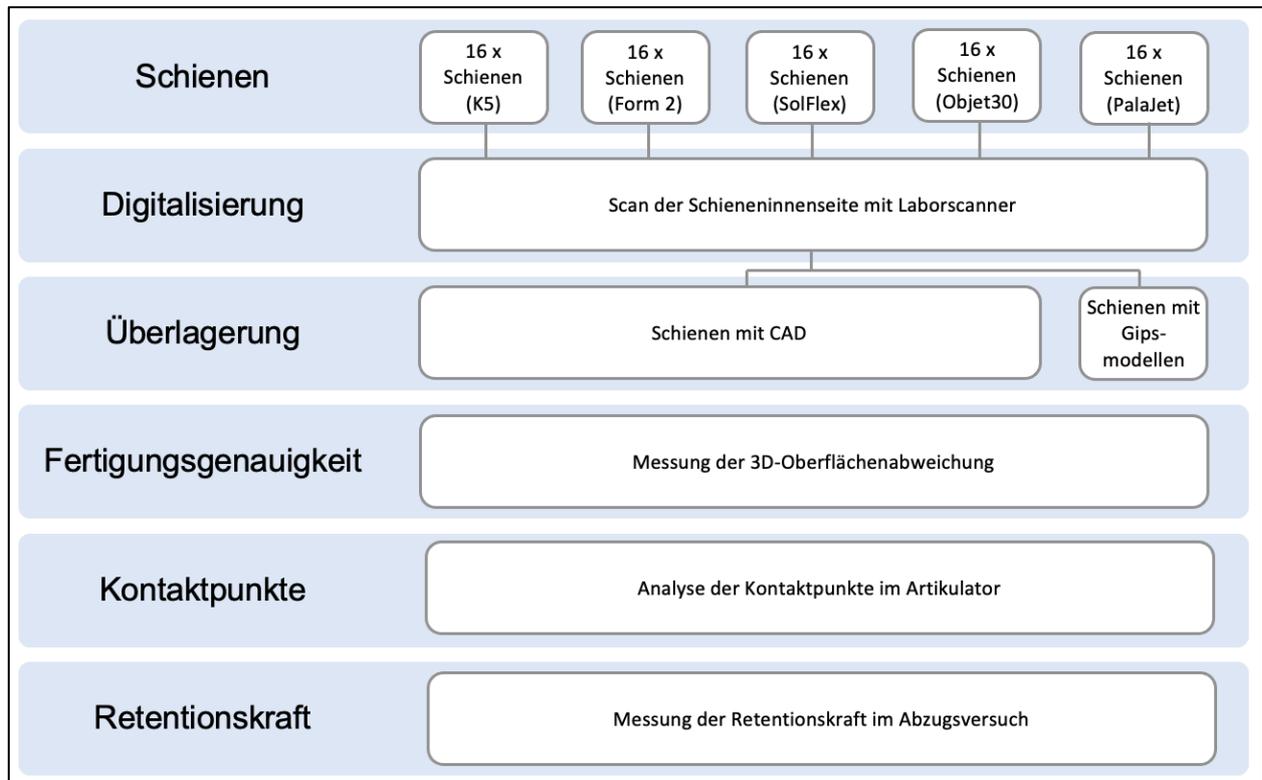
Zu dem Material MED610 gibt es nur beschränkt Herstellerangaben, da die Zusammensetzung patentrechtlich geschützt ist. Als Photoinitiator dient TPO, Hydrochinonmonomethylether als Stabilisator.

**Tabelle 2:** Übersicht der Eigenschaften verwendeter Kunststoffe.

| Material                 | Hersteller     | Methode                | Initiator, Wellenlänge            | Zulassung  |
|--------------------------|----------------|------------------------|-----------------------------------|------------|
| PalaXpress               | Heraeus Kulzer | pneumatische Injektion | Dibenzoylperoxid                  | Klasse IIa |
| Pro Art CAD Splint Clear | Ivoclar        | Frästechnik            | /                                 | Klasse IIa |
| Dental Clear LT          | Formlabs       | SLA                    | Phosphinoxid, 405 nm              | Klasse IIa |
| V-Print splint           | Voco           | DLP                    | Triphenylphosphinoxid, 385 nm     | Klasse IIa |
| MED 610                  | Stratasys      | PJ                     | Triphenylphosphinoxid, 300–450 nm | Klasse I   |

*SLA: Stereolithography, DLP: Digital Light Processing, PJ: Polymer Jetting.*

## 4.4 Auswertung



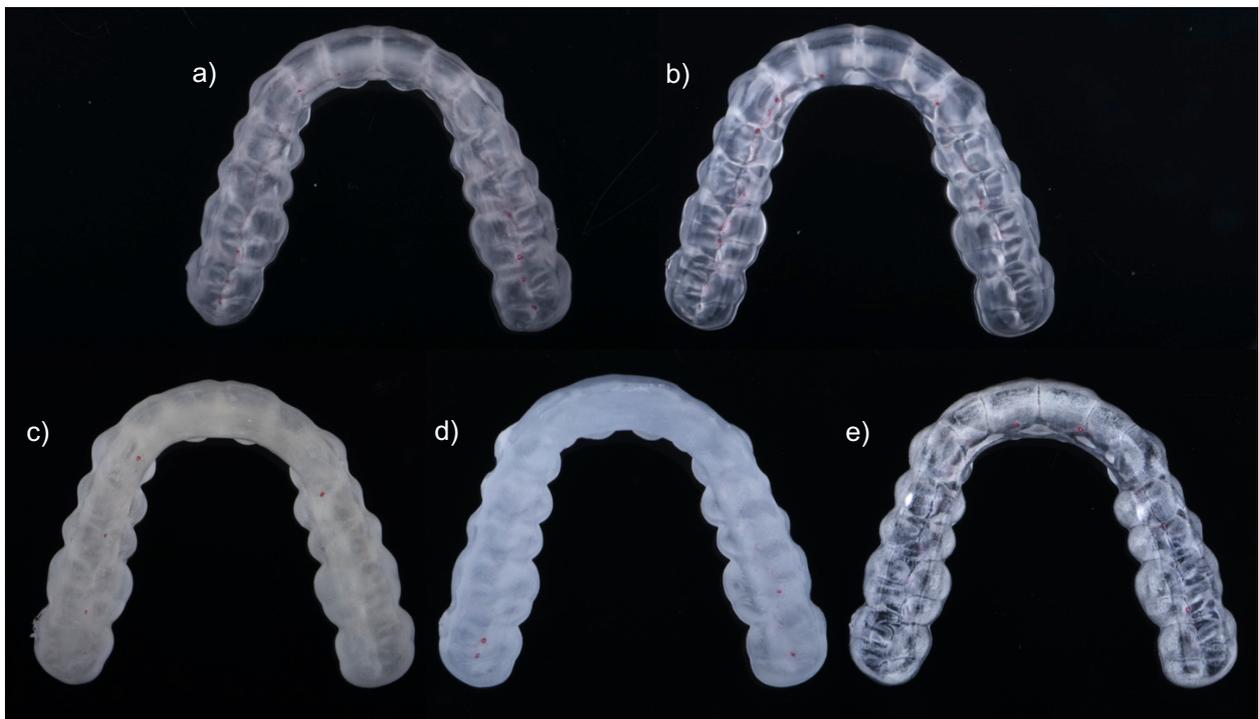
**Abbildung 15:** Schematische Darstellung der Auswertung.

### 4.4.1 Evaluation der Fertigungsgenauigkeit

Die Evaluation der Fertigungsgenauigkeit erfolgte durch einen explorativen Oberflächenvergleich mithilfe einer Auswertungssoftware (Geomagic Control, 3D Systems). Die Scans der Schieneninnenseiten wurden als Ist-Datei definiert. Als Soll-Datei dienten die Dateien der Schienendesigns bzw. die digitalisierten Modelloberflächen. Die jeweiligen Soll- und Ist-Oberflächen wurden in Form von STL-Dateien durch Grundausrichtung und anschließende Best-Fit-Ausrichtung überlagert. Der Untersuchungsbereich beschränkte sich auf die Schieneninnenseite. Im Bereich dieser erfolgte der explorative dreidimensionale Oberflächenvergleich. Die Mittelwerte der positiven und negativen Abweichungen wurden tabellarisch zusammengefasst.

#### 4.4.2 Evaluation der Kontaktpunkte

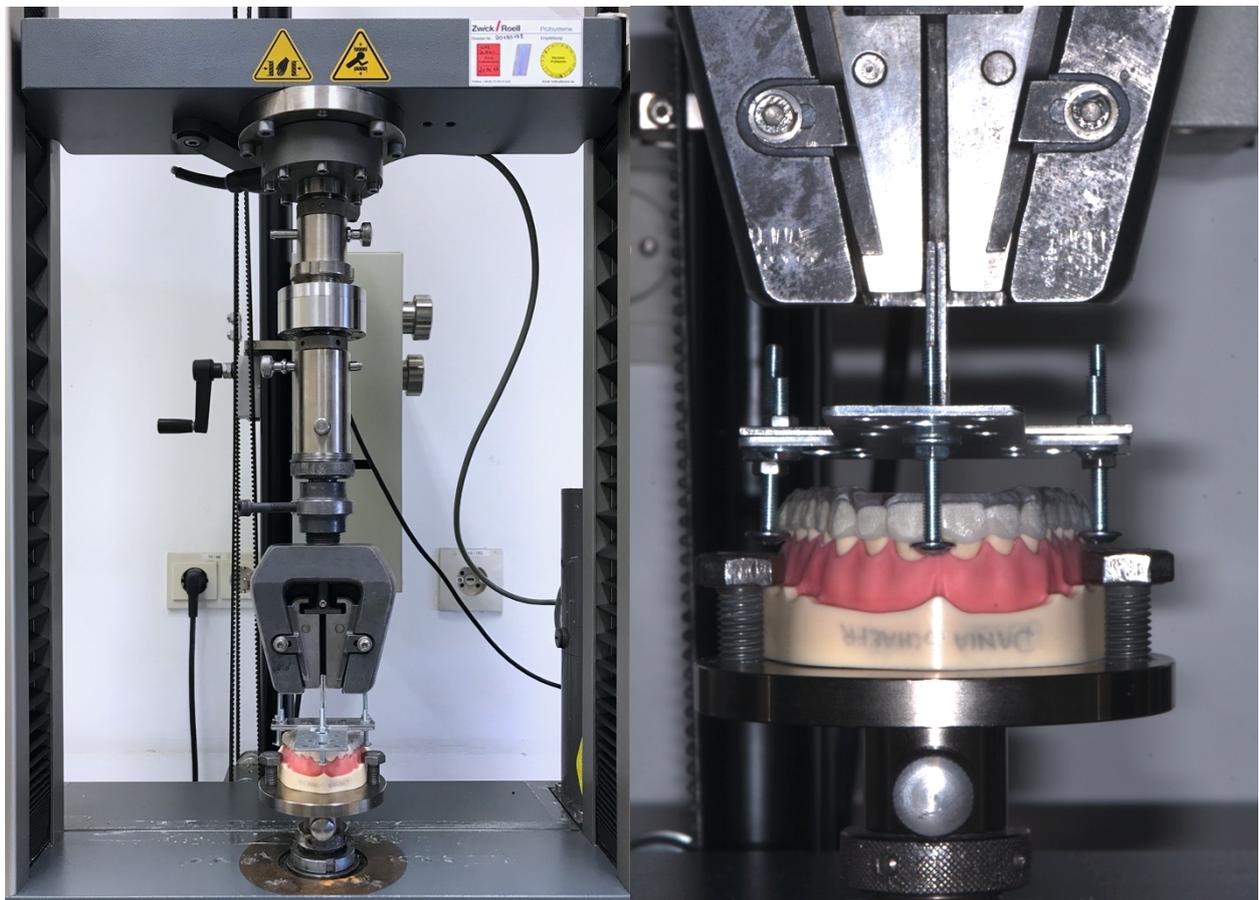
Zur Evaluation der Okklusion wurden die Schienen beim zuvor beschriebenen Simulationspatienten eingesetzt. Für eine reproduzierbare Kraft sorgte ein Gewicht von 1000 g zum Beschweren des Artikulatoroberteils. Die Kontakte wurden mit Shimstockfolie (Shimstockfolie, Hanel) von 17 bis 27 gemessen und in einem Okklusionsprotokoll festgehalten. Zusätzlich erfolgte eine fotografische Dokumentation der mit Okklusionsfolie (Arti-Fol, Bausch) gezeichneten Kontaktpunkte (siehe Abbildung 15). Anhand der Fotos wurde ein zweites Okklusionsprotokoll erstellt.



**Abbildung 16:** Schienen der verschiedenen Fertigungswege mit eingezeichneten Kontaktpunkten. a) KM, b) SM, c) SLA, d) DLP, e) PJ.

#### 4.4.3 Evaluation der Retentionskraft

Die Retentionskraft der Schienen wurde mit einer universellen Prüfmaschine (Zwick Z010, Zwick GmbH & Co. KG; Ulm) und der entsprechenden Prüf-Software (TestXpert-V9.0, Zwick GmbH & Co. KG) gemessen. Das Modell wurde mittig in die Prüfmaschine geschraubt. Eine metallische Vorrichtung setzte am rechten und linken Molaren, sowie zwischen den mittleren Frontzähnen an und wurde entsprechend der Einschubrichtung der Schiene ausgerichtet (siehe Abbildung 16). Über diesen tripodalen Kraftansatz erfolgte der Abzug der Schienen vom Modell mit einer Zuggeschwindigkeit von 5 mm/min. Bei einer Abnahme der Kraft auf 5 % der maximalen Kraft war der Test beendet und die maximale Kraft wurde aufgezeichnet. Der Test wurde pro Schiene dreimal durchgeführt und der Median der Ergebnisse für die weitere Analyse bestimmt.



**Abbildung 17:** Versuchsaufbau der Retentionskraftmessung.

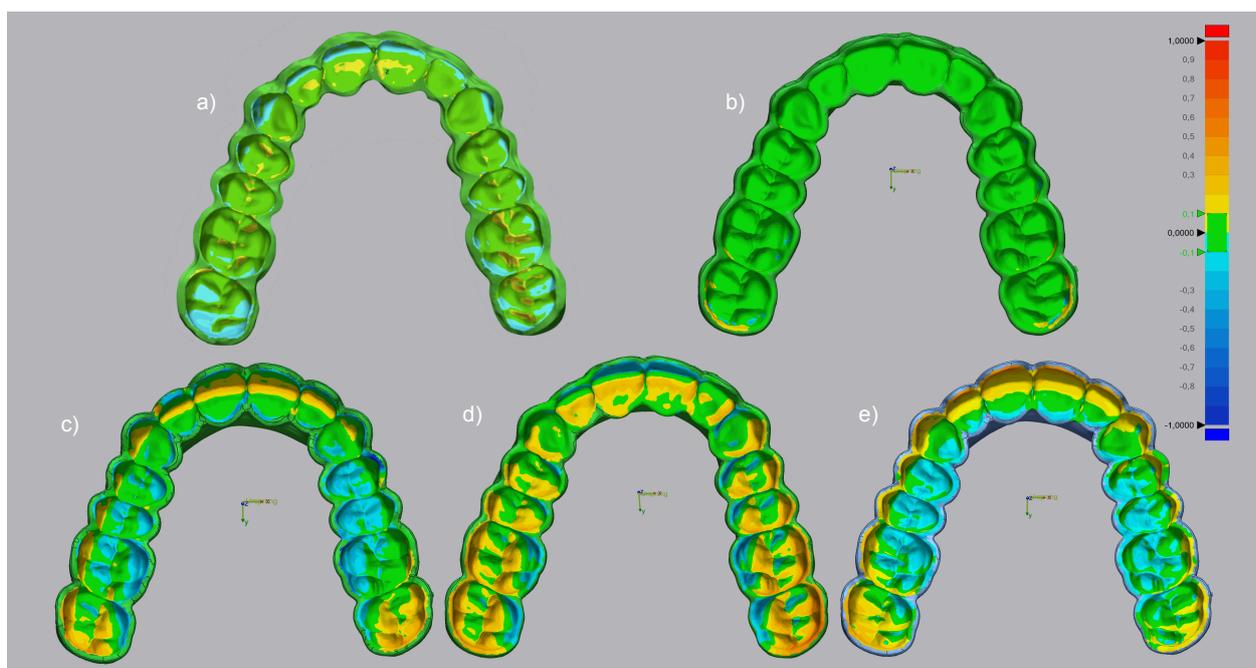
#### 4.4.4 Statistische Auswertung

Die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle der Werte der positiven und negativen Abweichung, der Anzahl der Kontaktpunkte und der Retentionskraft wurden errechnet. Die einfache Varianzanalyse (ANOVA) gab Auskunft über signifikante Unterschiede zwischen den Herstellungsmethoden. Im Falle eines signifikanten Unterschieds wurde der Tukey post-hoc-Test angewandt. Die statistische Analyse erfolgte mit der Software SPSS 22.0 (SPSS Inc.; Chicago, USA). Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha=0,05$  festgelegt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Evaluation der Fertigungsgenauigkeit

Die Fertigungsmethode beeinflusste die Fertigungsgenauigkeit signifikant ( $P < ,001$ ). Die SM (+33 / -50  $\mu\text{m}$ ) und KM Schienen (+39 / -45  $\mu\text{m}$ ) zeigten beim Oberflächenvergleich die geringsten mittleren Abweichungen. Die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen waren nicht signifikant ( $P = ,999$  [pMW];  $P = ,985$  [nMW]). Die maximale Oberflächenabweichung der SM Schienen lag bei +257 / -948  $\mu\text{m}$ , die der KM Schienen bei +528 / -481  $\mu\text{m}$ . Die mittleren Abweichungen der PJ Schienen (+96 / -87  $\mu\text{m}$ ) waren etwas höher ohne signifikanten Unterschied zu den SLA Schienen (+105 / -85  $\mu\text{m}$ ) ( $P = ,949$  [pMW];  $P = ,999$  [nMW]). Die PJ Schienen erwiesen eine maximale Oberflächenabweichung von +740  $\mu\text{m}$  / -999  $\mu\text{m}$ , die SLA Schienen von +607  $\mu\text{m}$  / -475  $\mu\text{m}$ . Die DLP Schienen (+174 / -135  $\mu\text{m}$ ) zeigten die höchsten mittleren Abweichungen mit signifikantem Unterschied zu allen anderen Gruppen ( $P < ,001$  [pMW];  $P < ,002$  [nMW]). Die maximale Oberflächenabweichung der DLP Schienen lag bei +740  $\mu\text{m}$  / -789  $\mu\text{m}$  (siehe Abbildung 18, 19 und Tabelle 3).



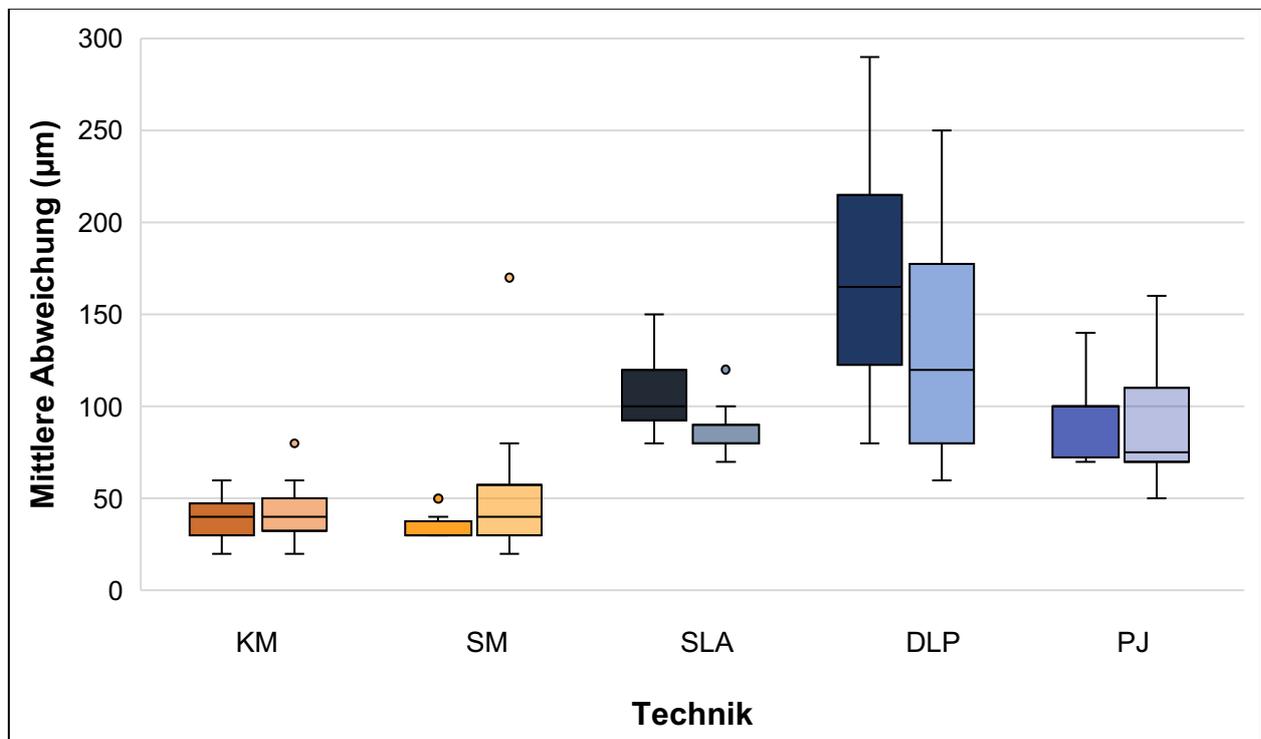
**Abbildung 18:** Repräsentative Überlagerungen der Schienen der verschiedenen Fertigungswege. Abweichungen farblich dargestellt von -1 mm (rot) bis +1 mm (blau). a) KM, b) SM, c) SLA, d) DLP, e) PJ.

**Tabelle 3:** Positive und negative mittlere, sowie maximale Oberflächenabweichung der Schieneninnenseiten bei Herstellung mithilfe verschiedener Fertigungstechnologien.

| Technik | n  | Positive Oberflächenabweichung (µm) |            | Negative Oberflächenabweichung (µm) |              | Maximale Oberflächenabweichung (µm) |            |
|---------|----|-------------------------------------|------------|-------------------------------------|--------------|-------------------------------------|------------|
|         |    | MW ± SD                             | 95 % CI    | MW ± SD                             | 95 % CI      | MW ± SD                             | MW ± SD    |
| KM      | 16 | 39 ± 11 <sup>a</sup>                | [34; 45]   | -45 ± 14 <sup>a</sup>               | [-52; -37]   | 528 ± 248                           | -481 ± 147 |
| SM      | 16 | 33 ± 5 <sup>a</sup>                 | [30; 35]   | -50 ± 34 <sup>a</sup>               | [-69; -33]   | 257 ± 182                           | -948 ± 207 |
| SLA     | 16 | 105 ± 18 <sup>b</sup>               | [95; 114]  | -85 ± 15 <sup>b</sup>               | [-93; -77]   | 607 ± 104                           | -475 ± 163 |
| DLP     | 16 | 174 ± 66 <sup>c</sup>               | [138; 210] | -135 ± 60 <sup>c</sup>              | [-168; -103] | 740 ± 204                           | -789 ± 223 |
| PJ      | 16 | 96 ± 21 <sup>b</sup>                | [85; 107]  | -87 ± 29 <sup>b</sup>               | [-103; -72]  | 740 ± 259                           | -999 ± 001 |

**Signifikanz**       $F(4,75) = 49,5; P < ,001$        $F(4,75) = 17,0; P < ,001$

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; CI: Konfidenzintervall, KM: Konventionelle Fertigung, SM: Subtraktive Fertigung, SLA: Stereolithography, DLP: Digital Light Processing, PJ: Polymer Jetting.



**Abbildung 19:** Boxplots der positiven (links) und negativen (rechts) mittleren Oberflächenabweichung.

## 5.2 Evaluation der Kontaktpunkte

Die Anzahl der Kontaktpunkte der verschiedenen Gruppen wurde anhand der Shimstock-Okklusionsprotokolle analysiert. Sie variierte signifikant ( $P < ,001$ ). Die meisten Kontaktpunkte hatten die SM Schienen ( $6,1 \pm 2,6$ ). Die Anzahl der Kontaktpunkte dieser Gruppe lag zwischen mindestens einem Kontaktpunkt bis maximal zehn Kontaktpunkten. Es bestand kein signifikanter Unterschied zu den KM Schienen ( $5,1 \pm 2,2$ ) ( $P = ,505$ ), jedoch zu den AM Schienen ( $P < ,017$ ). Die KM Schienen zeigten minimal zwei und maximal neun Kontaktpunkte. Innerhalb der Gruppe der AM Schienen zeigten die PJ Schienen ( $4,0 \pm 1,6$ ) die meisten Kontaktpunkte, gefolgt von den DLP Schienen ( $3,1 \pm 1,6$ ). Die SLA Schienen ( $3,1 \pm 1,6$ ) hatten die geringste Anzahl an Kontaktpunkten. Die minimale Anzahl der Kontaktpunkte lag bei allen AM Schienen bei einem Kontaktpunkt, die maximale Anzahl bei den PJ Schienen bei sieben, bei den DLP Schienen bei sechs und bei den SLA Schienen bei vier (siehe Tabelle 4 und Abbildung 20).

Die Lokalisation der Kontaktpunkte wurde anhand der fotografischen Dokumentation der mit Okklusionsfolie gezeichneten Punkte analysiert. Dazu wurde der Kiefer in fünf Zonen unterteilt: Der Frontzahnbereich und vier Seitenzahnbereiche. Die SM Schienen hatten im Mittel in 3,38 Zonen, die KM Schienen in 3,25 Zonen Kontakt. Bei den PJ Schienen teilten sich die Kontaktpunkte im Mittel auf 2,5 Zonen, bei den SLA Schienen auf 2,44 und bei den DLP Schienen auf 2,38 Zonen auf. 31 % aller Kontaktpunkte waren im Molarenbereich des ersten Quadranten lokalisiert, 24,88 % im Frontzahnbereich, 17,93 % im Prämolarenbereich des zweiten Quadranten, 17,66 % im Molarenbereich des zweiten Quadranten und 10,65 % im Prämolarenbereich des ersten Quadranten (siehe Tabelle 5).

**Tabelle 4:** Mittlere, sowie maximale und minimale Anzahl der Kontaktpunkte bei Herstellung der Schienen mithilfe unterschiedlicher Fertigungstechnologien.

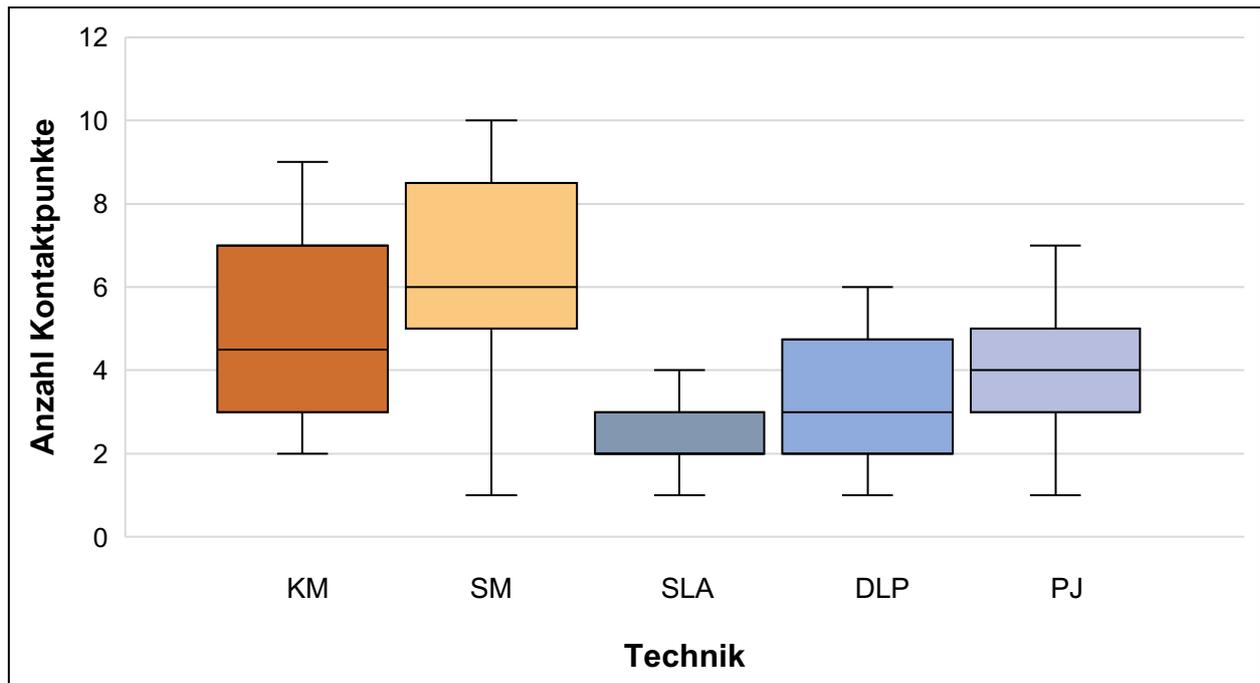
| Technik            | n  | Kontaktpunkte              |            |     |     |
|--------------------|----|----------------------------|------------|-----|-----|
|                    |    | MW ± SD                    | 95 % CI    | MIN | MAX |
| KM                 | 16 | 5,1 ± 2,2 <sup>a, b</sup>  | [3,9; 6,2] | 2   | 9   |
| SM                 | 16 | 6,1 ± 2,6 <sup>a</sup>     | [4,8; 7,5] | 1   | 10  |
| SLA                | 16 | 2,4 ± 1,0 <sup>c</sup>     | [1,9; 2,9] | 1   | 4   |
| DLP                | 16 | 3,1 ± 1,6 <sup>c</sup>     | [2,3; 4,0] | 1   | 6   |
| PJ                 | 16 | 4,0 ± 1,6 <sup>b, c</sup>  | [3,1; 4,9] | 1   | 7   |
| <b>Signifikanz</b> |    | $F(4,75) = 10,1; p < ,001$ |            |     |     |

MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung, CI: Konfidenzintervall, MIN: Minimum, MAX: Maximum, KM: Konventionelle Fertigung, SM: Subtraktive Fertigung, SLA: Stereolithography, DLP: Digital Light Processing, PJ: Polymer Jetting.

**Tabelle 5:** Verteilung der Kontaktpunkte auf die Stützzonen sowie mittlere Anzahl der Stützzonen mit Kontakt bei Herstellung der Schienen mithilfe unterschiedlicher Fertigungstechnologien.

| Technik   | n  | Seitenzähne 1. Quadrant |         | Front   | Seitenzähne 2. Quadrant |         | Stützzonen |
|-----------|----|-------------------------|---------|---------|-------------------------|---------|------------|
|           |    | M 1                     | P 1     | F       | P 2                     | M 2     | MW         |
| KM        | 16 | 26,92 %                 | 6,41 %  | 32,05 % | 11,54 %                 | 23,08 % | 3,25       |
| SM        | 16 | 22,78 %                 | 15,19 % | 29,11 % | 21,52 %                 | 11,39 % | 3,38       |
| SLA       | 16 | 29,27 %                 | 17,07 % | 4,88 %  | 24,39 %                 | 24,39 % | 2,44       |
| DLP       | 16 | 48,78 %                 | 7,02 %  | 28,07 % | 14,04 %                 | 12,79 % | 2,38       |
| PJ        | 16 | 27,27 %                 | 7,58 %  | 30,30 % | 18,18 %                 | 16,67 % | 2,5        |
| <b>MW</b> |    | 31,00 %                 | 10,65 % | 24,88 % | 17,93 %                 | 17,66 % | 2,79       |

M1: Molaren des 1. Quadranten, P1: Prämolaren des 1. Quadranten, F: Frontzahnbereich, P2: Prämolaren des 2. Quadranten, M2: Molaren des 2. Quadrant, MW: Mittelwert, KM: Konventionelle Fertigung, SM: Subtraktive Fertigung, SLA: Stereolithography, DLP: Digital Light Processing, PJ: Polymer Jetting.



**Abbildung 20:** Boxplots der Anzahl der Kontaktpunkte.

### 5.3 Evaluation der Retentionskraft

Die mittlere Retentionskraft wurde anhand aller Messungen einer Gruppe berechnet. Die ANOVA zeigte signifikante Unterschiede der Retentionskraft in Abhängigkeit von der Fertigungsmethode ( $P < ,001$ ). Die KM Schienen zeigten vergleichbare Werte zu SM ( $P = ,999$ ) und SLA ( $P = ,923$ ) Schienen von 10–12,5 N. Signifikant höher war die Retentionskraft der DLP Schienen ( $21,1 \pm 7,1$  N) ( $P < ,042$ ) ohne signifikanten Unterschied zu den PJ Schienen ( $25,6 \pm 12,4$  N) ( $P = ,569$ ). Diese zeigten die höchsten Retentionskräfte.

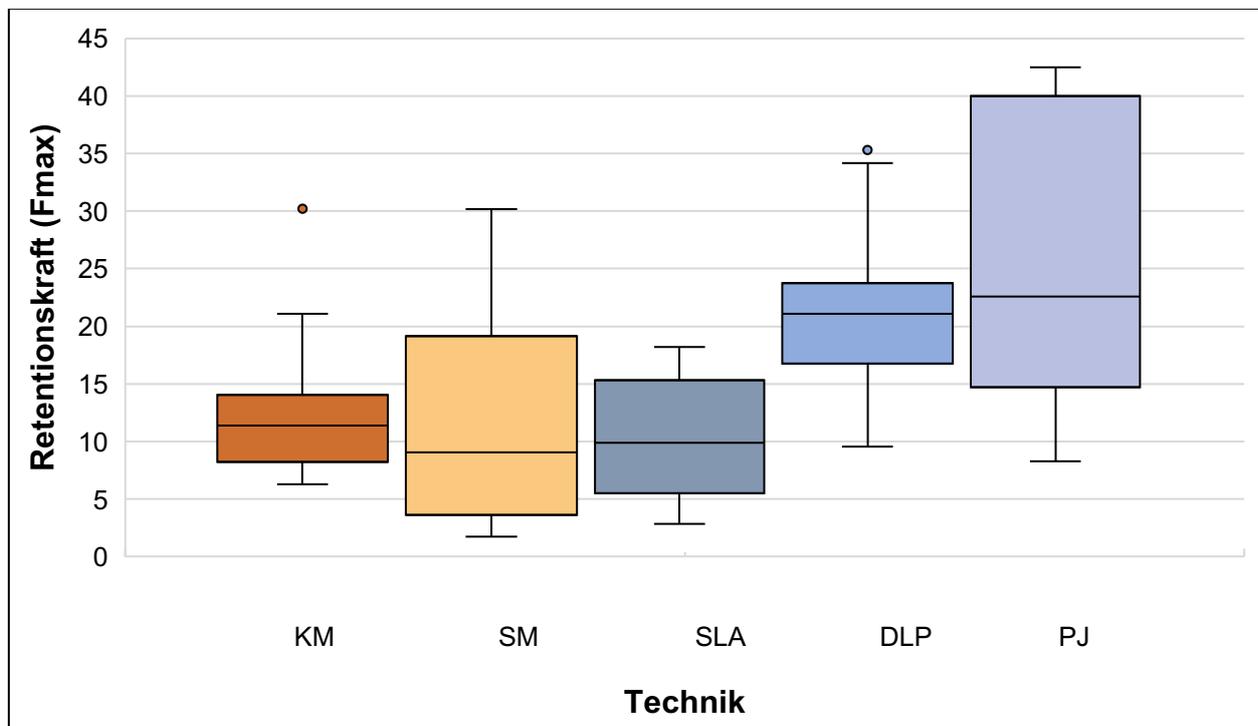
Die Streuung der Retentionskraft innerhalb der drei Messungen mit derselben Schiene lag im Mittel bei  $\pm 1,1$  N. Die Streuung der gemessenen Kraft zwischen den Schienen einer Gruppe war bei den PJ Schienen mit  $\pm 12,4$  N am höchsten, gefolgt von den SM Schienen mit  $\pm 9,7$  N und den DLP Schienen mit  $\pm 7,1$  N. Die KM Schienen zeigten eine Streuung von  $\pm 6,1$  N und die SLA Schienen von  $\pm 5,2$  N (siehe Tabelle 6 und Abbildung 21).

**Tabelle 6:** Mittelwerte der Retentionskraft sowie minimale und maximale Retentionskraft und Standardabweichung bei dreifacher Wiederholung der Messung.

| <b>Abzugskraft <math>F_{max}</math> (N)</b> |          |                               |                |            |            |                   |
|---------------------------------------------|----------|-------------------------------|----------------|------------|------------|-------------------|
| <b>Technik</b>                              | <b>n</b> | <b>MW <math>\pm</math> SD</b> | <b>95 % CI</b> | <b>MIN</b> | <b>MAX</b> | <b>SD bei WDH</b> |
| IM                                          | 16       | 12,5 $\pm$ 6,1 <sup>a</sup>   | [9,2; 15,7]    | 4,4        | 30,2       | 1,2               |
| SM                                          | 16       | 11,9 $\pm$ 9,7 <sup>a</sup>   | [6,8; 17,1]    | 1,6        | 33,6       | 0,7               |
| SLA                                         | 16       | 10,0 $\pm$ 5,2 <sup>a</sup>   | [7,2; 12,8]    | 2,1        | 20,2       | 0,8               |
| DLP                                         | 16       | 21,1 $\pm$ 7,1 <sup>b</sup>   | [17,3; 24,8]   | 8,4        | 37,0       | 1,4               |
| PJ                                          | 16       | 25,6 $\pm$ 12,4 <sup>b</sup>  | [18,9; 32,2]   | 7,8        | 43,6       | 1,3               |

**Signifikanz**  $F(4,75)=10,1; p<,001$

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; CI: Konfidenzintervall; MIN: Minimum; MAX: Maximum; WDH; Wiederholung, KM: Konventionelle Fertigung, SM: Subtraktive Fertigung, SLA: Stereolithography, DLP: Digital Light Processing, PJ: Polymer Jetting.



**Abbildung 21:** Boxplots der Retentionskraft.

## 6 Diskussion

### 6.1 Zusammenfassung

Diese in-vitro-Studie diente dem Vergleich verschiedener Fertigungsverfahren okklusaler Schienen in Bezug auf die Fertigungsgenauigkeit und dessen Einfluss auf die klinischen Parameter Okklusion und Retention. Untersucht wurden die pneumatische Injektion, subtraktive Fertigung und additive Fertigung (SLA, DLP und PJ).

Die Proben wurden auf dem im konventionellen oder rein digitalen Verfahren hergestellt. Mit 16 Schienen pro Technologie ergab sich eine Gesamtanzahl von 80 untersuchten Schienen. Die Proben wurden anhand einer dreidimensionalen Überlagerung von Soll- und Ist-Daten zur Evaluation der Fertigungsgenauigkeit bewertet. Außerdem wurde die Anzahl vorhandener Kontaktpunkte im Artikulator analysiert und die Retentionskraft der Schienen gemessen.

Die Ergebnisse des Oberflächenvergleichs ergaben eine vergleichbare Fertigungsgenauigkeit der KM und SM Schienen. Die AM Schienen zeigten höhere Abweichungen. Auch in der Anzahl der Kontaktpunkte waren KM und SM Schienen den AM Schienen überlegen. Die PJ Schienen zeigten innerhalb der additiven Gruppe die höchste Anzahl an Kontaktpunkten. Hinsichtlich der Retentionskraft nach Reposition waren KM, SM und SLA Schienen vergleichbar, während PJ und DLP größere Werte mit starker Streuung zeigten. Somit müssen die Hypothesen, es bestehe kein Unterschied zwischen den Schienen der verschiedenen Herstellungsverfahren hinsichtlich der Fertigungsgenauigkeit, der Anzahl der Kontaktpunkte und der Größe der Retentionskraft, verworfen werden.

## 6.2 *Diskussion der Methodik*

### 6.2.1 Zusammenfassung

Als Simulationspatient diente ein mittelwertig einartikulierte, vollbezahntes Frasaco-Modell. Für die konventionelle Fertigung wurden 16 Alginat-Abformungen genommen und die Okklusion registriert. Anschließend wurden 16 Gipsmodelle hergestellt, dubliert und einartikuliert. Die Modelle wurden für die spätere Auswertung mit einem Modellscanner digitalisiert. Die Schienen wurden in Wachs modelliert und mittels pneumatischer Injektion aus Kunststoff hergestellt. Zuletzt wurden sie im Artikulator reokkludiert und die Retention anhand der Dubliermodelle angepasst. Für die digitale Herstellung der Schienen wurde das Modell 16 Mal mit einem Intraoralscanner digital abgeformt. Zur Bissregistrierung wurden Ober- und Unterkiefer mit eingesetztem Bissregistrator gescannt. Die Schienen wurden digital designt und anschließend im additiven und subtraktiven Verfahren hergestellt. Die Nachbearbeitung erfolgte nach Herstellerangaben. Die Schienen wurden im Sinne eines rein digitalen Workflows nicht reokkludiert.

Zur Auswertung wurden alle Schienen mit Scanspray benetzt und die Schieneninnenseite mit einem Modellscanner digitalisiert. Die Fertigungsgenauigkeit konnte anhand eines explorativen Oberflächenvergleichs der Schieneninnenseite und der STL-Dateien der Designs, bzw. der Gipsmodelle, beurteilt werden. Die Kontaktpunkte wurden im beschwerten Artikulator mit Shimstockfolie gezählt und die Lokalisation anhand von mit Okklusionsfolie angezeichneten Punkten analysiert. Zuletzt wurde die Retentionskraft der Schienen mit einer Universalprüfmaschine und einer Vorrichtung mit triangulärem Kraftansatz an der Schiene gemessen.

## 6.2.2 Mastermodell

Als Simulationspatient diene ein Modellpaar mit 28 unversehrten Zähnen. Vorteile des Modells sind nach Herstellerangaben eine natürliche Gestaltung von Zahnkronen und Kauflächen nach repräsentativem Durchschnitt unterschiedlich ausgeprägter Reliefcharaktere, neutrale Interkuspitation der Angle Klasse I, physiologische Interdentalraumgestaltung nach dem Durchschnitt eines Gebisses mittleren Alters und eine harmonische sagittale und transversale Verbindungskurve. Die interdentalen Papillen der Modellgingiva sind gering ausgeprägt. In-vivo findet man hingegen auch Restaurationen, Engstände, Verschachtelungen, zahnlose Bereiche und ungleichmäßige Unterschnitte. Diese Faktoren haben gegebenenfalls einen Einfluss auf die Qualität der Scans und der Schienen. Somit stellt die Wahl des Modells eine mögliche Limitation der Studie dar.

Die Zähne des Frasacomodells bestehen aus einem glänzenden, opaken, duroplastischen Kunststoff. Bocklet et al. stellten signifikante Unterschiede in der Scangenaugigkeit von verschiedenen Substraten fest. Die höchsten Abweichungen wurden beim Scan von Schmelz festgestellt, die geringsten beim Scan von Dentin. Die Werte für Restaurationen aus Amalgam und Komposit lagen dazwischen (103). Vergleicht man den Kunststoff der Modellzähne mit diesen Substraten, zeigt er in seiner Beschaffenheit die größte Ähnlichkeit zu Komposit. Aufgrund der gering ausgeprägten interdentalen Gingivapapillen ist das Modell mit einem parodontal geschädigten Gebiss zu vergleichen. Die Darstellung der interdentalen Dreiecke stellt sowohl für konventionelle als auch digitale Abformmethoden eine Herausforderung dar. Schlenz et al. untersuchten in einer in-vitro- und einer in-vivo-Studie die Abformung interdentaler Bereiche. In beiden Studien konnte mit der digitalen Abformung ein größerer Anteil der Interdentalräume dargestellt werden als mit der konventionellen Abformung (104, 105).

### 6.2.3 Herstellung der Proben

#### Konventionelle und digitale Abformung

Sowohl der digitale als auch der konventionelle Workflow der Schienenherstellung sollte so kliniknah wie möglich gestaltet sein. Daher wurden jeweils 16 Abformungen und Scans angefertigt, um auch mögliche Abweichungen dieses Schrittes zu berücksichtigen und seinen Effekt auf die Ergebnisse einzubeziehen. Da die Studie jedoch in-vitro durchgeführt wurde, waren gewisse Diskrepanzen zum klinischen Prozess nicht vermeidbar.

Die digitale Abformung wird nicht nur vom verwendeten Scanner beeinflusst. Verschiedene Faktoren können in Bezug auf die Genauigkeit des Scans diskutiert werden. Zwar wurden die Modellscans extraoral mit einem Intraoralscanner angefertigt, jedoch fanden Keul et al. keine signifikanten Unterschiede in der Scangenaugigkeit beim Vergleich von extra- und intraoralem Scan (106). Die Scans wurden nach Einweisung durch einen erfahrenen Zahnarzt und nach 20 Übungsscans unter Verwendung eines genauen Scanprotokolls durchgeführt. Die Erfahrung des Scanoperators hat einen Einfluss auf das Ergebnis des Scans (107). Teil der Einweisung war auch der Scanpfad. Dieser sollte aus drei kontinuierlichen Abläufen bestehen. Zuerst wurde der Zahnbogen okklusal gescannt, wobei der Scanner im Bereich der Frontzähne um 45° nach vestibulär geneigt wurde, darauf wurden die vestibulären Flächen der Zähne und zuletzt die palatinalen Flächen gescannt. Stellen, die beim ersten Durchlauf nicht erfasst wurden, konnten einzeln erweitert werden. Der empfohlene Scanpfad des Herstellers sieht beim okklusalen Scan des Frontzahnbereichs eine S-förmige Schwenkbewegung von vestibulär nach oral vor. Die Studienlage lässt keinen eindeutigen Schluss über die genaueste Scanstrategie zu. Während Medina-Sotomayor et al. aufgrund einer Studie einen Scanpfad mit Schwenkbewegungen von vestibulär nach oral über den gesamten Zahnbogen empfehlen (108), raten Oh et al. von Schwenkbewegungen ab und empfehlen einen kontinuierlichen Scanpfad mit horizontaler Scannerausrichtung (109). Muller et al. konnten mit einem kontinuierlichen Scanpfad von okklusal-bukkal und anschließend palatinal die höchste Genauigkeit erzielen (110).

Die konventionellen Abformungen wurden extraoral mit Alginat genommen. Die Qualität einer Alginatabformung wird von verschiedenen Faktoren bestimmt. Dazu zählen die

Methode des Anmischens, die Lagerung der Abformung und die Zeit bis zur Entformung. Im Rahmen dieser Studie wurde erst das Alginatpulver in den Anmischbehälter gegeben, danach kaltes Leitungswasser. Es wurde maschinell in einer Zentrifuge angemischt. McDaniel et al. untersuchten Auswirkungen von unterschiedlichen Mischtechniken für Alginat. Bei maschinell angerührtem Alginat konnte kein Unterschied festgestellt werden, wenn erst das Pulver, bzw. erst das Wasser hinzugefügt wird. Verglichen mit manuell angerührtem, hat das maschinell angemischte Alginat eine geringere Porosität. Die geringste Porosität konnte durch zentrifugales maschinelles Anmischen erreicht werden (111). Außerdem war das maschinell angemischte dem manuell angerührten Alginat in seinem Rückstellvermögen, der Druck- und Zugfestigkeit überlegen (112, 113). Die Dimensionsstabilität einer Alginatabformung wird von den Lagerungsbedingungen, der Zeit und dem Material beeinflusst. Das sofortige Ausgießen der Abformung mit Gips wird empfohlen, durch Lagerung bei 100%iger Luftfeuchtigkeit sind jedoch keine signifikanten Dimensionsänderungen zu messen (114-117). Bei unkontrollierter Luftfeuchtigkeit, z.B. durch das Einwickeln in ein feuchtes Tuch, kann eine Abformung bis zu 30 min ohne signifikante Dimensionsänderungen gelagert werden (116, 118). Die Zeit bis zum Entformen des Gipsmodells beeinflusst die Dimension des Modells nicht, kann jedoch einen Einfluss auf die Oberflächenqualität und Härte haben. Ibrahim et al. und Marquezan et al. empfehlen, die Gipsmodelle nach einer Stunde von der Alginatabformung zu trennen (119, 120).

### Design der Schiene

Die Schiene wurde nach den Richtlinien zur Gestaltung einer Michiganschiene konstruiert. Diese umfassen die eingeschränkte Bewegungsfreiheit bei gleichmäßigem, stabilem Kontakt in zentrischer Kiefergelenksposition auf glatter Schienenoberfläche. Über eine Bewegungsfreiheit von 1 mm in alle Richtungen sollte die Eckzahnführung einsetzen (121, 122). Die Schiene wurde für den Oberkiefer angefertigt, dadurch werden mehr Retention und ein geringerer horizontaler Überstand gewährleistet (45). Für das digitale Design wurde ein Off-Set von 0,1 mm gewählt. Ye et al. untersuchten die optimale Einstellung für das Off-Set einer Schiene. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass ein Off-Set von 0,1 mm zum besten Sitz der Schiene mit ausreichender Stabilität führt (123). Der Hersteller Formlabs empfiehlt eine minimale Seitenwandstärke von 1 mm und eine

minimale okklusale Stärke von 1,5 mm. Diese Maße wurden mit einer generellen Schienenstärke von mindestens 1,5 mm eingehalten.

### Fertigung der Schienen

Prozesse des pneumatischen Injektionsverfahren und der CAD/CAM basierten Fertigung wurden nach Herstellerangaben durchgeführt, um Fehler zu minimieren.

Die KM Schienen wurden im pneumatischen Injektionsverfahren hergestellt. Regulär wird zur Schienenherstellung das Modell unterhalb des prothetischen Äquators mit Wachs ausgeblockt, um Unterschnitte zu reduzieren. In diesem Schritt musste für die Untersuchung der Fertigungsgenauigkeit vom klinischen Prozess abgewichen werden, da das Gipsmodell als Soll-Modell für den Oberflächenvergleich diente. Das Ausblocken wird in der Regel erst vorgenommen, wenn das Gipsmodell bereits in der Küvette eingebettet ist und in diesem Zustand konnte es nicht mehr gescannt werden. Stattdessen wurde die Retention anhand der Dubliermodelle durch Reduktion der Interdentalsepten und der Schienenextension angepasst. Hier muss angemerkt werden, dass dies kein exakt wiederholbarer Prozess ist und zu Abweichungen der Retentionskraft führen kann. Eine gründliche Isolierung des Gipses ist für die Qualität des Kunststoffes unverzichtbar. Sie sorgt für eine bessere Oberflächenqualität, eine erleichterte Trennung des auspolymerisierten Objektes vom Gips, schützt den Kunststoff vor Feuchtigkeit und verhindert die Monomeraufnahme durch den Gips. Das Isoliermittel, das vor der Injektion auf das Gipsmodell aufgetragen wird, zieht zwar zum Teil in die Porositäten des Gipses ein, bildet jedoch auch eine Schicht auf dem Gips. Insbesondere in den Fissuren und Interdentalräumen ist es schwer, das Isoliermittel gleichmäßig aufzutragen, ohne dass sich Pfützen bilden. Pfützen und zu dicke Schichten des Isoliermittels können im getrockneten Zustand für Ungenauigkeiten sorgen. Die Studienlage erlaubt keine Einschätzung der Dimension der hierdurch entstandenen Abweichungen. Das Mischverhältnis von Pulver zu Flüssigkeit soll nach Herstellerangabe 30 g Pulver zu 15 ml Flüssigkeit betragen und wurde anhand eines Dosierbechers für den Kunststoff abgemessen. Je nach Kompression des Pulvers variiert dessen Volumen jedoch. Daher wäre das Abwiegen des Pulvers eine genauere Methode gewesen. Ein stark abweichendes Mischverhältnis führt zu gesteigerter Polymerisationsschrumpfung und zu schlechteren mechanischen Eigenschaften (124). Durch die pneumatische Injektion des Kunststoffes kann die Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zum

Press- oder Gießverfahren reduziert werden (125-128). Zeit, Druck und Temperatur wurden entsprechend der Herstellerangaben eingehalten.

Bei der digitalen Fertigung sind eine sachgerechte Handhabung und Bedienung für die Qualität der Objekte maßgebend. Das Alter der verwendeten Materialien kann einen Einfluss auf die Genauigkeit der additiven Fertigung haben. Da es sich um fotosensible Materialien handelt, ist eine sachgerechte Lagerung bei 10–25 °C ohne direkte Sonneneinstrahlung und eine Verwendung vor Ablauf des Haltbarkeitsdatums wichtig. Für die additive Fertigung wurden frische Materialkartuschen und neue Tanks verwendet, um zu vermeiden, dass eine Erblindung der Tanks oder ein vorzeitiges Aushärten des Materials die Qualität des Drucks beeinflusst. Nach dem Druck müssen die Objekte nachbearbeitet werden. Stützstrukturen, die benötigt werden, um Überhänge zu drucken, wurden entfernt. Durch Lichthärten erreichen sie ihre optimalen Materialeigenschaften. Zeit, Temperatur, Wellenlänge und Strahlungsleistung haben einen Einfluss auf das Endergebnis und sollten an das verwendete Material angepasst werden. Eine zu hohe Strahlungsleistung hat zur Folge, dass sich zu viele freie Radikale bilden und diese einander neutralisieren, anstatt freie Doppelbindungen zu finden. Hohe Temperaturen, die die Wärmebeständigkeitstemperatur nicht überschreiten, sorgen für eine höhere Beweglichkeit der freien Doppelbindungen und verbesserte mechanische Eigenschaften des Druckobjekts nach Endhärtung (129). Die Einstellungen bei der Lichthärtung beeinflussen auch den Umsetzungsgrad und die Biokompatibilität der Objekte (130, 131).

Für die subtraktive Fertigung wurden drei verschiedene Fräsen benötigt. Die Fräsmaschine gibt den Verschleiß der Fräser an und wann diese ausgetauscht werden sollten. Die Fräser wurden auf Empfehlung der Software ausgewechselt, mit einem gewissen Verschleiß ist jedoch schon vor der Meldung zu rechnen. Ein häufiges Auswechseln der Fräser könnte einen positiven Effekt auf die Genauigkeit der Fräsobjekte haben, beeinflusst jedoch auch die Wirtschaftlichkeit von SM Schienen (132).

#### 6.2.4 Auswertung

Für die Auswertung dieser Studie wurden klinisch bedeutsame Aspekte von okklusalen Schienen untersucht. Die Fertigungsgenauigkeit beeinflusst die Passung der Schiene, eine gleichmäßige Okklusion verkürzt die Zeit des Einschleifens am Patienten und sorgt für Stabilität, eine adäquate Retentionskraft ermöglicht einen guten Halt der Schiene.

Der Oberflächenvergleich wurde mithilfe einer Auswertungssoftware (Geomagic Control, 3D Systems) nach bekannter Methode durchgeführt (133, 134). Als erstes wurde eine Grundausrichtung gefolgt von einer Best-Fit-Überlagerung der Daten nach Gauss vorgenommen. Nach O'Toole et al. ist die Referenz-Best-Fit-Überlagerung die präziseste Überlagerungstechnik, verglichen mit einer allgemeinen Best-Fit Überlagerung und einer Überlagerung anhand von Orientierungspunkten (135). Die Überlagerung und der explorative Oberflächenvergleich wurden unter Verwendung aller Daten der Schieneninnenseite durchgeführt, da diese für die Passung maßgeblich sind. Güth et al. raten von einer Überlagerung mit großen Datensätzen ab, da mit der Datengröße und Abweichung zwischen den Datensätzen der Einfluss des Fehlers durch die Überlagerung steige (136). Zur Untersuchung des digitalen Workflows wurden die hergestellten Schienen mit der ursprünglichen STL-Datei des Schienendesigns verglichen. Als Vergleichsdatei für die KM Schienen diente die dentale Oberfläche der Gipsmodelle. Dadurch ist mit der Überlagerung nur ein Rückschluss auf die Fertigungsgenauigkeit zu ziehen. Ungenauigkeiten, die durch die Abformung beziehungsweise den Scan entstehen, wurden in diesem Schritt nicht berücksichtigt. In dieser Studie wurden nicht die absoluten Werte für die Abweichungen verwendet, sondern sowohl negative als auch positive Abweichungen berücksichtigt. Dadurch kann auch ein Rückschluss auf die Richtung der Abweichung gezogen werden. Eine in der Literatur beschriebene Alternative zu dieser Messmethode ist die Messung von klinisch relevanten Abständen zwischen geometrischen Referenzpunkten (136, 137). Es ist davon auszugehen, dass die Benutzung des Scansprays eine geringe Schicht auf die Schienenoberfläche aufträgt und so die Ergebnisse leicht verfälscht. Die Schienen wurden gleichmäßig mit einem pudrigen Scanspray benetzt. Oh et al. untersuchten zwei Puderscansprays im Vergleich zu flüssigem Scanmittel und dem Scan ohne Vorbehandlung. Die Puderscansprays verursachten eine um 15–20 µm größere Abweichung als die anderen Methoden (138).

Die Retention und Anzahl der Kontaktpunkte werden nicht nur durch die Fertigungsgenauigkeit, sondern auch durch die Qualität der Abformung und der Bissnahme und das Geschick des Zahntechnikers beeinflusst.

Durch die Verwendung eines Gesichtsbogens wird eine Übertragung der Lagebeziehung des Oberkiefers zum Kiefergelenk ermöglicht. Dadurch sollen Gesichtsbögen einen positiven Effekt auf die Okklusion der Schienen haben. Dieser konnte in klinischen Studien jedoch nicht nachgewiesen werden. Shodadai et al. konnten anhand einer klinischen Studie keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Anzahl der Kontaktpunkte und der benötigten Zeit zum Einschleifen der Kontakte feststellen (139). Gámez et al. bestätigten diese Ergebnisse durch eine ähnliche Studie (140). Alqutaibi et al. untersuchten den Einfluss von der Benutzung eines Gesichtsbogens auf AM Schienen. Es wurde kein signifikanter Unterschied der Patientenzufriedenheit oder der benötigten Zeit zum Einschleifen festgestellt (141). Ursächlich für diese Beobachtungen könnten eine Veränderung der okklusalen vertikalen Dimension nach der Registrierung, eine mögliche Abweichung der Kiefergelenke von einer Schanierachse bei Mundöffnung, unberechenbare Gelenkbewegungen und die Anwesenheit von temporomandibulären Schmerzen sein (139). Im Rahmen dieser Studie diente ein Modell im teiljustierbaren Artikulator als Simulationspatient. Ein Artikulator kann jedoch die komplexe Anatomie des menschlichen Kiefergelenks nicht vollends wiedergeben. Der eingesetzte Artikulator hat einen unveränderbaren Interkondylarabstand von 110 mm und einen Balkwillwinkel von 20°, die Campersche Ebene ist parallel zur Tischebene. Die sagittale Kondylenbahnneigung und der Bennettwinkel sind einstellbar. Derselbe Artikulator diente für die konventionelle Fertigung der Schienen, für das digitale Design wurde ein digitaler Artikulator mit den gleichen Einstellungen verwendet. Im Vergleich dazu sind beim klinischen Vorgehen die Anatomie und Parameter des Kiefergelenks individuell und nicht exakt messbar. Die Bewegung des Gelenks kann zur Schienenherstellung demnach nur bedingt mit dem Artikulator simuliert werden (142).

Zur Herstellung eines Zentrikregistrats wurde der Biss im Artikulator angehoben und mit dem Stützstift fixiert. In dieser Position wurde mit Silikon ein Bissregistrat genommen, welches später zum Einartikulieren der Gipsmodelle und zum Scan der Okklusion diente. Im Vergleich dazu wird beim klinischen Vorgehen der Patient mit entspannter Muskulatur in eine zentrische Kieferposition geführt und diese mit einem Wachsbiss bei einem

interokklusalen Abstand von 1–2 mm registriert. Für den digitalen Fertigungsweg wurden die vestibulären Flächen mit eingesetztem Registrat gescannt. Die Qualität des Bissregistrats beeinflusst die Genauigkeit der Übertragung der Kieferrelation in den Artikulator. Eine gute Detailwiedergabe und Dimensionsstabilität des Materials führen zu genaueren Registraten. Am häufigsten werden Wachse oder Silikone verwendet. Ghazal et al. verglichen verschiedene Materialien zur Bissregistrierung in Bezug auf Abweichungen in der vertikalen Kieferrelation. Futar D lieferte signifikant geringere Abweichungen ( $8 \pm 1 \mu\text{m}$ ) als Beauty Pink oder Aluwachs ( $35 \pm 6 \mu\text{m}$ ). Aus der Studie ging auch hervor, dass die Abweichungen bei Lagerung über einen Zeitraum von 48 h bei allen Materialien zunehmen (143). Hlushko et al. führten eine ähnliche Studie zur Genauigkeit von drei verschiedenen Materialien für die Bissregistrierung durch. Futar D zeigte im Vergleich zu Aluminiumwachs und Consiflex die höchste Genauigkeit zur Übertragung der Okklusion (144). DeLong et al. zeigten, dass die genaueste Methode zur digitalen Übertragung der Okklusion ein Scan mit eingesetztem Bissregistrat ist (145). Für die digitale Registrierung sind die optischen Eigenschaften der Materialien wichtig. Sweeney et al. untersuchten verschiedene Materialien bezüglich ihrer Eignung zur digitalen Bissregistrierung. Die Polyvinylsiloxane ermöglichten eine genauere digitale Artikulation (146). Bei einem Zentrikregistrat mit interokklusaler Distanz ist jedoch ein Material mit Widerstand notwendig, daher sind weiche Polyvinylsiloxane wie Futar D in vivo ungeeignet.

Für die Messung der Retention wurde aus einer Lochplatte und drei mit Muttern befestigten Schrauben eine Vorrichtung gebaut, die an der Schiene an drei Punkten angreift und in die Prüfmaschine eingespannt werden kann. Die Schienen wurden manuell auf das Modell gesetzt und dieses mittig in der Maschine fixiert. Die Positionen der Schrauben und dadurch die Abzugsrichtung konnten aufgrund dieses Versuchsaufbaus nicht exakt reproduziert werden. Bei Schienen, die nicht eindeutig repositionierbar sind, könnte die Kraft, mit welcher die Schienen aufgesetzt werden, einen Einfluss auf die Retentionskraft haben. Eine weitere Limitation stellt die trockene Umgebung der Versuchsdurchführung dar. Eine feuchte Umgebung wie in der Mundhöhle könnte die Ergebnisse beeinflussen. Die Standardabweichung bei Wiederholung des Versuchs lag bei  $\pm 1 \text{ N}$ , dementsprechend haben die Variablen des Versuchsaufbaus die Ergebnisse nur begrenzt beeinflusst.

## 6.3 Diskussion der Ergebnisse

### 6.3.1 Zusammenfassung

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Fertigungsmethoden. In Bezug auf die Fertigungsgenauigkeit waren SM und KM Schienen vergleichbar. AM Schienen zeigten signifikant größere Abweichung, wobei die PJ Schienen die geringsten Abweichungen aufwiesen, gefolgt von den SLA und den DLP Schienen. SM und KM Schienen hatten die höchste Anzahl an Kontaktpunkten ohne signifikante Unterschiede zueinander. Unter den AM Schienen zeigten die PJ Schienen die meisten Kontaktpunkte, gefolgt von den DLP und den SLA Schienen. Die Retentionskraft der SM, KM und SLA Schienen war vergleichbar, PJ und DLP Schienen wichen davon ab.

### 6.3.2 Fertigungsgenauigkeit

Studien, die CAD/CAM Schienen mit KM Schienen vergleichen, fehlen. Bisher wurden ähnliche Untersuchungen lediglich an Prothesenbasen durchgeführt. Steinmassl et al. verglichen die Genauigkeit von verschiedenen subtraktiven Systemen mit der konventionellen Fertigung. Die Prothesenbasen der subtraktiven Fertigung zeigten eine Oberflächenabweichung von  $72 \pm 8 \mu\text{m}$ , die der konventionellen  $105 \pm 19 \mu\text{m}$  (147). Auch Yoon et al. untersuchten Prothesenbasen anhand eines dreidimensionalen Oberflächenvergleichs. Durch subtraktive Fertigung wurde mit Abweichungen von  $21 \pm 4 \mu\text{m}$  und  $-43 \pm 4 \mu\text{m}$  die höchste Genauigkeit mit signifikantem Unterschied zu den anderen Gruppen erreicht. Es folgten die konventionell gefertigten Prothesenbasen ( $75 \pm 21 \mu\text{m}$ ;  $-46 \pm 8 \mu\text{m}$ ) und die DLP Prothesenbasen ( $93 \pm 11 \mu\text{m}$ ;  $-68 \pm 10 \mu\text{m}$ ) (133). Lee et al. werteten Prothesenbasen anhand einer Distanzmessung aus. Subtraktiv gefertigte Prothesenbasen zeigten die geringsten Abweichungen, gefolgt von DLP und konventionell gefertigten Prothesenbasen (137). In einer weiteren Studie von Goodacre et al. wurden Prothesenbasen aus subtraktiver und konventioneller Fertigung verglichen. Dazu wurden die Basen überlagert und an 60 Punkten die Abweichung zur Soll-Datei gemessen. Die subtraktiv gefertigten Prothesenbasen zeigten an einer Mehrzahl von Punkten eine bessere Genauigkeit und eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse (128).

Allgemein müssen die Ergebnisse dieser Studie unter Berücksichtigung der Scangenaugigkeit des Laborscanners betrachtet werden. Diese beträgt nach Herstellerangaben 5 µm.

Abweichungen, die im Rahmen der konventionellen Fertigung entstehen, sind unter anderem vom manuellen Geschick des Zahntechnikers, den verwendeten Materialien und deren Verarbeitung abhängig. Ungenauigkeiten können durch das aufgetragene Isoliermittel entstehen, das eine geringe Schicht zwischen Gips und Kunststoff bildet. Weiterhin führt die Polymerisationsschrumpfung zu Abweichungen der Dimension. Bei jeder Polymerisationsreaktion kommt es zu einer Veränderung des Ausgangsvolumens. Durch Kettenbildung der Monomere entstehen Polymere mit geringerem intermolekularem Abstand. El Bahra et al. zeigten in ihrer Studie für den autopolymerisierenden Kunststoff PalaXpress bei korrekter Verarbeitung nach Herstellerangaben eine lineare Schrumpfung von -1,25 % und eine volumetrische Schrumpfung von -4,75 % nach 24 h (148).

Bei der subtraktiven Fertigung kann die Polymerisationsschrumpfung durch die Verwendung von vorgefertigten Polymerrohlingen umgangen werden. Begründung für Abweichungen können innere, durch die Fräse verursachte Spannungen sein. Die Abnutzung der Fräsen beeinflusst die Oberflächenqualität und die Dimensionstreuung der gefrästen Objekte (132, 149, 150).

Innerhalb der Gruppe der AM Schienen gab es große Schwankungen der Fertigungsgenauigkeit. Dies kann in den großen Unterschieden zwischen den verschiedenen verwendeten Druckern und deren Druckprinzip, der Druckausrichtung, den Stützstrukturen und dem verwendeten Material begründet sein. Die PJ Technologie produzierte die Schienen mit den geringsten Abweichungen. Darauf folgten die SLA Schienen und zuletzt die DLP Schienen.

#### Materialzusammensetzung

Dem SLA und DLP Druck liegt eine ähnliche Technologie zugrunde. SLA und DLP Drucker sind auf niedrig visköse, fotosensible Kunstharze angewiesen, damit diese nach dem Druck jeder Schicht durch einen Wischer gleichmäßig verteilt werden können (151).

Zum Erreichen dieser niedrigeren Viskosität werden kurzkettige Acrylate und ein geringer Füllstoffgehalt verwendet (152). Damit steigen jedoch die Polymerisationsschrumpfung und die Zytotoxizität der Materialien (153, 154). Um eine niedrigere Viskosität bei guten Materialeigenschaften zu erzielen, wird das Kunstharz für den SLA und DLP Druck erwärmt. Dadurch können auch Spannungen durch Polymerisationsschrumpfung und thermische Expansion reduziert werden. Für den PJ Druck kommen nicht-Newton-sche, strukturvisköse Kunstharze zum Einsatz. Die Viskosität kann zudem durch Reaktivverdünner oder erhitzte Druckköpfe gesenkt werden (153).

### Druckorientierung

Trotz des ähnlichen Druckprinzips der SLA und DLP Technologie zeigen die DLP Schienen signifikant höhere Abweichungen. Eine mögliche Erklärung für diese Beobachtung ist die abweichende Druckorientierung. Die Druckorientierung hat nicht nur einen Effekt auf die mechanischen Eigenschaften des Druckobjekts, sondern auch auf die Dimensionstreu (86, 155-157). Der Hersteller des SLA Druckers Form 2 empfiehlt eine horizontale, der Hersteller des DLP Druckers VOCO eine vertikale Ausrichtung der Schiene. Bei vertikaler Ausrichtung werden wesentlich mehr Schichten gedruckt als bei horizontaler. Dadurch gewinnt die Auflösung entlang der z-Achse einen größeren Einfluss auf das Ergebnis. Während die Auflösung entlang der x-y-Achse von der Lichtquelle und den Druckköpfen abhängt, entspricht die Auflösung entlang der z-Achse der Höhe der einzelnen Materialschichten. Diese hängt vom Motor der Bauplatzform, dem Material und der Lichtquelle ab (152). Unkovskiy et al. untersuchten die Dimensionstreu von Druckobjekten in Abhängigkeit von ihrer Druckorientierung und beobachteten eine Abweichung entlang der z-Achse um 2,5–10 % (156). Short et al. führten eine Studie zur Genauigkeit von dentalen Modellen in Abhängigkeit ihrer Druckausrichtung durch. Vertikal ausgerichtete Modelle wiesen signifikant höhere Abweichungen auf (155). Die verwendeten Kunstharze für SLA und DLP Drucker werden lichtgehärtet. Da die Materialien transparent sind, ist die Eindringtiefe des Lichts entlang der z-Achse größer als bei opaken Materialien, wie etwa für Prothesenbasen. Dies kann eine höhere Abweichung entlang der z-Achse verursachen. Um dem entgegenzuwirken, werden UV-Absorber und eine hohe Konzentration von Photoinitiatoren verwendet (153). Auch die Gravitationskraft kann einen Einfluss auf die Dimensionstreu eines Druckobjekts entlang der z-Achse haben (156).

## Stützstrukturen

Die Anordnung der Stützstrukturen ändert sich bei unterschiedlicher Ausrichtung der Schienen. Überhänge müssen mit Stützstrukturen gedruckt werden, damit sie während des Drucks nicht kollabieren. Während bei horizontalem Druck die Stützstrukturen okklusal ansetzen, sind sie bei vertikalem Druck vestibulär angebracht. Dadurch sind weniger Bereiche der Schiene durch sich selbst abgestützt, was zu geringerer Genauigkeit führen kann. Dichte und Verteilung der Stützstrukturen haben einen Einfluss auf die Qualität des Druckobjekts (157).

## Nachbearbeitung

Nach dem Druck werden die Schienen in einem Isopropanolbad von überschüssigem Kunstharz befreit und anschließend mit einer UV-Lampe nachgehärtet. Bei ungenügender Waschung der Schienen können Kunstharzreste verbleiben, die unter Umständen nach dem Lichthärten zu Ungenauigkeiten führen. Das UV-Licht sorgt für die Entstehung von Radikalen, welche mit verbliebenen Monomeren reagieren. Durch hohe Temperaturen während dieses Prozesses wird die Beweglichkeit der Moleküle erhöht. Durch die zunehmenden Querverbindungen im Kunstharz verdichtet sich das Netzwerk und es kann zu einer geringen Schrumpfung kommen. Das Nachhärten ist ein wesentlicher Schritt zur Optimierung von Biokompatibilität und Materialeigenschaften (129, 158).

## Auflösung

Die Auflösung eines 3D Druckers ist zu unterscheiden in die Auflösung entlang der x-y-Achse und entlang der z-Achse. Beide Größen sind für Genauigkeit der Fertigung maßgebend, insbesondere für die Darstellung von sehr kleinen Strukturen. Die Auflösung entlang der x-y-Achse entspricht der minimalen Strukturgröße. Bei SLA und DLP Druckern hängt sie vom Laser ab. Während beim DLP Druck die Auflösung durch den Projektor und seine Voxelgröße definiert ist, wird sie beim SLA Drucker vom Durchmesser des runden Laserpunkts bestimmt. Dieser kann, anders als bei DLP Geräten auf jede beliebige Koordinate gesteuert werden. Das Strahlungsprofil eines Lasers folgt einer Normalverteilung. Dieser Effekt ist irrelevant, wenn die benachbarten Strukturen auch belichtet werden, kann sich jedoch beim Druck von Kanten negativ auswirken (159). Die x-y-Auflösung eines PJ Druckers wird nicht vom Laser, sondern

vom Druckkopf, seinem Motor und den Materialdüsen beeinflusst. Je präziser der Motor und der Auftrag des Materials durch die Düsen, desto höher die Auflösung. Die Auflösung entlang der z-Achse entspricht der Schichthöhe. Ihr Einfluss ist insbesondere beim Druck von Kurven und Winkeln ausgeprägt. Bei SLA und DLP Geräten hängt sie vom Material und dem Laser ab. Eine Abstimmung der Lichtquelle auf das verwendete Material ist notwendig, um die Eindringtiefe des Lasers zu kontrollieren (160). Gleichzeitig sorgen UV-Absorber für eine Reduktion der Eindringtiefe. Bei PJ-Geräten ist die Auflösung entlang der z-Achse lediglich von der Stärke des aufgetragenen Materials abhängig.

### 6.3.3 Kontaktpunkte

Je gleichmäßiger die Okklusion beim ersten Einsetzen der Schiene ist, desto weniger Zeit wird für das Einschleifen der Kontakte am Patienten benötigt. Die genaue Registrierung der Okklusion und Artikulation der Modelle ist eine Voraussetzung für ein gutes Ergebnis. Die Okklusalfäche der Schienen muss, sowohl in Wachs als auch digital, gleichmäßige Kontaktpunkte entsprechend der Kieferrelation aufweisen. Weiterhin ist eine präzise Fertigung der Schienen und daraus resultierend ein exakter Sitz auf dem Modell erforderlich. Die meisten Kontaktpunkte beim Einsetzen am Simulationspatienten zeigten die SM Schienen mit  $6,1 \pm 2,6$ . Dedem et al. zählten in einer klinischen Studie im Mittel 9,2 Kontaktpunkte (161).

Die KM Schienen hatten im Mittel  $5,1 \pm 2,2$  Kontaktpunkte. Die konventionelle Herstellung profitiert im Vergleich zum rein digitalen Fertigungsweg von der Möglichkeit, die Schienen auf den Modellen reokkludieren zu können. Voraussetzung sind eine exakte Kieferrelationsbestimmung und Artikulation der Modelle. Abweichungen können entstehen, wenn das Bissregistrat nicht exakt auf dem Gipsmodell sitzt. Dies kann durch Gipsperlen auf der Modelloberfläche oder dimensionale Abweichungen des Modells bedingt sein. Auch durch Ungenauigkeiten und Dimensionsänderungen des Bissregistrats können Fehler bei der Artikulation entstehen. Walker et al. stellten signifikante Unterschiede durch Lagerung von verschiedenen Bissregistraten fest. Die Artikulation der Modelle nach 48–120 h nach Bissregistrierung führte zu einer Vergrößerung der vertikalen Dimension im posterioren Bereich. Vergos et al. untersuchten ebenfalls vertikale Abweichungen durch Bissregistrat. Unabhängig vom

verwendeten Material entstanden signifikante Abweichungen von ca. 0,5 mm, wenn die Bissregistratrate auf angefertigten Modelle repositioniert wurden (162).

Die SM und KM Schienen zeigten die beste Fertigungsgenauigkeit, welche einen reproduzierbaren Sitz der Schiene ermöglicht. Dies kann unter anderem für die höhere Anzahl an Kontaktpunkten verantwortlich sein. Unter den AM Schienen hatten die PJ Schienen mit  $4,0 \pm 1,6$  die meisten Kontaktpunkte, während die SLA Schienen mit  $2,4 \pm 1,0$  die wenigsten zeigten. Ein Vorteil des PJ Verfahrens ist die Möglichkeit, verschiedene Materialien gleichzeitig zu verwenden. Dadurch können die Stützstrukturen aus einem wasserlöslichen Material gedruckt werden. Diese können entfernt werden, ohne dass die Oberfläche des Druckobjekts beschädigt wird. Die SLA Schienen wurden mit den Stützstrukturen auf der Okklusalfäche gedruckt. Diese müssen entfernt und verschliffen werden. Es wurde versucht, die Stützstrukturen im Rahmen des CAD von okkludierenden Flächen zu entfernen. Dies ist jedoch nur begrenzt möglich, da eine gewisse Dichte der Stützstrukturen für einen präzisen Druck erforderlich ist und die okkludierenden Bereiche nur nach Augenmaß von den nicht-okkludierenden Bereichen zu unterscheiden sind. Obwohl die Fertigungsgenauigkeit der DLP Schienen signifikant schlechter ist als die der SLA Schienen, weisen sie im Mittel 0,7 Kontaktpunkte mehr auf. Dies ist mit der vestibulären Anordnung der Stützstrukturen zu erklären. Dadurch bleibt die Okklusalfäche beim Entfernen der Stützstrukturen unversehrt.

Buduru et al. untersuchten die Übertragung der klinischen Okklusion in einen teiljustierbaren Artikulator verglichen mit der Übertragung in einen digitalen Artikulator. Die konventionelle Übertragung lieferte eine Erfolgsrate von 85 %, die digitale Übertragung eine Erfolgsrate von 73 % (142). Berntsen et al. stellten im Rahmen einer klinischen Studie zum Vergleich von KM und AM Schienen fest, dass die Zeit zur Anpassung der KM Schienen 2 min kürzer war als die der AM Schienen. Der Unterschied war jedoch nicht signifikant (101).

#### 6.3.4 Retentionskraft

Vergleichbare Versuche wurden bisher nur mit Prothesenbasen durchgeführt. Hier wurden Retentionswerte von  $6,4 \pm 1,8$  N gemessen. Die Retention der KM, SM und der SLA Schienen ist etwa doppelt, die der DLP und PJ Schienen sogar drei- bis viermal so hoch (96).

Die Werte der Abzugskraft sind nur bedingt vergleichbar, da die Retention stark vom Design der Schiene und der Beschaffenheit des Ausgangsmodells abhängt. Gegebene Unterschnitte und die Extension der Schiene beeinflussen den Halt. Bei den KM Schienen wurde auf eine Ausblockung mit Wachs verzichtet, um die Werte für den Oberflächenvergleich nicht zu verfälschen. Stattdessen wurde die Retention der Schienen hier anhand eines Dubliermodells durch Reduktion der Interdentalsepten und Kürzen der Schiene vorgenommen. Bei den digitalen Schienen kann die Retentionskraft über verschiedene Parameter im Rahmen des Designs beeinflusst werden. Dazu gehören die Einstellung der Einschubrichtung, des Off-Sets, der Retention und des digitalen Ausblockmaterials.

Unabhängig vom Fertigungsweg haben auch die Passgenauigkeit der Schiene und das verwendete Material einen Einfluss auf die Abzugskraft. Um die Schienen über den prothetischen Äquator hinweg abzuziehen ist eine elastische Deformation des Materials notwendig. Berli et al. verglichen die mechanischen Eigenschaften von Kunststoffen der konventionellen, subtraktiven und additiven Fertigung anhand ihrer Biegefestigkeit, der Martens- und Vickers-Härte und dem E-Modul. Das E-Modul von konventionellem und subtraktivem Kunststoff war mit Ergebnissen zwischen 4,6 – 5,3 GPa vergleichbar. Auch die Biegefestigkeit der Prüfkörper aus konventionellem (92,8–99,5 MPa) und subtraktivem Kunststoff (95,1–122,0 MPa) waren vergleichbar. Die Prüfkörper aus additivem Kunststoff wiesen eine geringere Biegefestigkeit mit höheren Schwankungen auf (19,5–91,3 MPa). Bei nur einem von drei additiven Materialien konnte ein E-Modul von 3,7 GPa gemessen werden, während die anderen zu elastisch für eine Messung waren (163). Neben der elastischen Deformation des Materials beeinflusst die Friktion zwischen dentaler Oberfläche und Schieneninnenseite die Retentionskraft. Rauigkeiten können die zum Abziehen der Schiene benötigte Kraft erhöhen.

## 6.4 *Materialspezifische Eigenschaften*

### 6.4.1 Mechanische Eigenschaften

Okklusale Schienen müssen hohen mechanischen Belastungen standhalten, beim Bruxismus auftretende Kräfte können bis zu 790 N erreichen (164). Die Materialien sollen dabei nicht splintern oder brechen. Abrasive Kräfte sollen keinen deutlichen Materialverlust zur Folge haben, gleichzeitig muss die Schiene weicher als menschlicher Zahnschmelz sein, um im Gegenkiefer keinen Zahnhartsubstanzverlust zu verursachen. Optimierte Konditionen bei der Herstellung von Polymeren im Sinne von hohem Druck und hohen Temperaturen führen zu verbesserten mechanischen Eigenschaften. Ursache für die höhere Dichte, bessere Härte und gesteigerte Biegefestigkeit könnten längere Polymerketten sein (84).

Die Rohlinge für die Frästechnik werden industriell hergestellt. Durch optimierte Polymerisationsbedingungen können die mechanischen Eigenschaften potenziell verbessert und standardisiert werden. Studien zur Untersuchung der Kunststoffe aus konventioneller Injektionstechnik, subtraktiver und additiver Fertigung bestätigen diese Annahme. Lutz et al. stellten Proben mit den drei Techniken her und maßen die Bruchfestigkeit. Diese war bei den subtraktiv gefertigten Proben am höchsten, gefolgt von den der additiven Fertigung. Das konventionelle PMMA hingegen zeigte die geringste Abrasion nach Belastung (165). Hüttig et al. maßen die geringste Abrasion bei Materialien aus subtraktiver Fertigung, während additive und konventionelle Kunststoffe vergleichbar waren (166). Wesemann et al. untersuchten die Eigenschaften von fünf verschiedenen Kunststoffen aus konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung, darunter PalaXpress, ProArt CAD Splint clear, Dental LT Clear und V-Print splint. Die Proben sowie die antagonistischen Zähne zeigten nach Belastung im Kausimulator vergleichbare Abrasionen. PalaXpress und ProArt CAD zeigten die größte Vickershärte mit 20–22 HV und das höchste E-Modul mit 1,6–2,3 GPa. In Bezug auf die Bruchfestigkeit zeigten ProArt CAD und Dental LT Clear mit 58–95 MPa die höchsten Werte. In einer klinischen Studie konnten Salmi et al. nach einer Nutzungsperiode von AM Schienen über sechs Monate keine Zeichen von Abrasion feststellen (82). In einer Studie von Berli et al. führte der Vergleich der Materialien zu dem Ergebnis, dass gepresste Kunststoffe und Kunststoffe für die subtraktive Fertigung vergleichbar sind hinsichtlich der Biegefestigkeit,

der Vickers- und Martenshärte und der Wasseraufnahme. Die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe aus additiver Fertigung sind geringfügig schlechter. Sie zeigen eine niedrigere Biegefestigkeit und höhere Wasseraufnahme (163). Die Eigenschaften der Druckobjekte variieren bei unterschiedlicher Ausrichtung. Bei Belastung parallel zu den Schichten des Drucks ist die Druckfestigkeit geringer als bei senkrechter Belastung, wobei Bewegungen in den einzelnen Schichten zu beobachten sind (86).

#### 6.4.2 Biokompatibilität

Als Restmonomer bezeichnet man nicht reagierte Monomere. Die biokompatiblen Eigenschaften von Polymeren werden maßgeblich vom Restmonomergehalt bestimmt. Ein hoher Restmonomergehalt kann Entzündungen und Irritationen verursachen und zu schlechteren Materialeigenschaften führen (131, 167-171). Engler et al. untersuchten die Monomerfreisetzung von PMMA verglichen mit CAD/CAM Rohlingen. In den ersten 24 h war die Monomerfreisetzung durch das PMMA höher, nach einer Woche war sie für beide Kunststoffe vergleichbar (85). Der Restmonomergehalt von CAD/CAM Rohlingen kann durch Polymerisation unter hohem Druck und hoher Temperatur minimiert werden (172). Hohe Polymerisationstemperaturen und lange Polymerisationszeiten steigern die Polymerisationsrate auf 93–97 % (173). Für Kunststoffe der additiven Fertigung ist die richtige Nachbearbeitung essenziell, um toxikologische Eigenschaften zu optimieren. Das Waschen der additiv gefertigten Objekte in Ethanol reduziert die Freisetzung von Restmonomeren und verbessert somit die Biokompatibilität signifikant (131, 158). Alifui-Segbaya et al. untersuchten die Biokompatibilität von Kunststoffen der additiven Fertigung für dentale Zwecke anhand des Zebrafisch-Embryo-Modells. Vor der Nachhärtung und Waschung des Kunststoffes beobachteten sie eine Letalität von 50–100 %, mit der entsprechenden Nachbearbeitung lag diese bei 0 % (131).

## 6.5 Vergleich des digitalen und konventionellen Workflows

Vor- und Nachteile des digitalen und konventionellen Workflows wurden bereits mehrfach untersucht und verglichen.

Die digitale Abformung hat großes Potential, nicht nur in Bezug auf die Genauigkeit, sondern auch bei der Patientenakzeptanz. Keul et al. untersuchten in einer Studie die Genauigkeit von Intraoralscannern verglichen zu konventionellen Abformungen sowohl in-vitro als auch in in-vivo. Unter optimalen Bedingungen erzielten die digitale und konventionelle Abformung des gesamten Zahnbogens vergleichbare Werte (106). Patienten nehmen die digitale Abformung angenehmer wahr, als die konventionelle Abformung mit Alginat (101). Dies wurde auch bei Kindern festgestellt (174). Außerdem können Intraoralscanner möglicherweise die Abformung bei Patienten mit stark eingeschränkter Mundöffnung ermöglichen (175). Die benötigte Zeit für einen Scan (7–8 min) ist etwa vergleichbar mit der für eine Alginat-Abformung (6,4 min) (176).

Die Umstellung auf einen rein digitalen Workflow bei der Schienenherstellung kann in Zukunft Kosten und Arbeitszeit von Zahntechniker und Zahnarzt reduzieren. Durch die subtraktive Fertigung kann die Polymerisationsschrumpfung umgangen werden. Die Produkte sind homogen, haben sehr gute mechanische Eigenschaften und sind sehr präzise (84, 177). Die additive Herstellung der Schienen bietet die Möglichkeit, mehrere Schienen gleichzeitig zu fertigen. Es können große, komplizierte Objekte mit Unterschnitten und Hohlräumen gedruckt werden. Im Vergleich zur subtraktiven Fertigung kann die Verschwendung von Material und durch die Fräse verursachte innere Spannungen verhindert werden (178). Stufeneffekte, poröse Objekte und Schrumpfung durch die Nachhärtung der Objekte stellen einige Probleme der additiven Fertigung dar (80). Beide Methoden machen die Reproduktion von gespeicherten Datensätzen zu einem späteren Zeitpunkt möglich (82, 161).

Für eine umfassende Bewertung der Herstellungstechniken ist neben den diskutierten Faktoren auch die Einbeziehung der benötigten Arbeitszeit, der Patientenwahrnehmung und der mechanischen und toxikologischen Eigenschaften notwendig.

Unter Berücksichtigung der Vorteile der additiven Fertigung zeigen die Ergebnisse ein großes Potential. Die klinische Relevanz dieser Ergebnisse sollte durch in-vivo-Studien bestätigt werden.

## 7 Schlussfolgerung

Ziel dieser in-vitro Studie war es, okklusale Schienen aus konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung zu evaluieren. Untersuchte Parameter waren die Fertigungsgenauigkeit, die Anzahl der Kontaktpunkte und die Retentionskraft.

In Anbetracht der Forschungsziele und unter Berücksichtigung der Limitationen einer in-vitro Studie sind folgende Ergebnisse zusammenfassbar:

Die Herstellungstechnik von Michiganschienen hat einen signifikanten Einfluss auf die Fertigungsgenauigkeit. Während KM und SM Schienen vergleichbar sind, wiesen AM Schienen signifikant höhere Abweichungen auf. Auch zwischen den verschiedenen additiven Fertigungswegen bestehen Unterschiede. PJ und SLA Schienen zeigten ähnliche Oberflächenabweichungen, die der DLP Schienen waren signifikant höher.

Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Einfluss der Herstellungstechnik auf die Anzahl der Kontaktpunkte. KM und SM Schienen hatten die meisten Kontaktpunkte, ohne signifikanten Unterschied zueinander. AM Schienen zeigten signifikant weniger Kontaktpunkte.

Die Retentionskraft wird signifikant von der Herstellungstechnik beeinflusst. KM, SM und SLA Schienen zeigten vergleichbare Werte, während PJ und DLP Schienen signifikant höhere Abweichungen aufwiesen.

Demnach haben die AM Schienen im Rahmen dieser Studie signifikant schlechter abgeschnitten als die KM und SM Schienen. Zwischen den verglichenen AM Techniken bestehen signifikante Unterschiede.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Zhang FY, Wang XG, Dong J, Zhang JF, Lu YL. Effect of occlusal splints for the management of patients with myofascial pain: a randomized, controlled, double-blind study. *Chin Med J (Engl)*. 2013;126(12):2270-5.
2. Dworkin SF, Huggins KH, LeResche L, Von Korff M, Howard J, Truelove E, Sommers E. Epidemiology of signs and symptoms in temporomandibular disorders: clinical signs in cases and controls. *J Am Dent Assoc*. 1990;120(3):273-81.
3. Ridder PH. Craniomandibuläre Dysfunktion: Interdisziplinäre Diagnose- Und Behandlungsstrategien. 4 ed. München: Elsevier; 2019.
4. Goncalves DA, Dal Fabbro AL, Campos JA, Bigal ME, Speciali JG. Symptoms of temporomandibular disorders in the population: an epidemiological study. *J Orofac Pain*. 2010;24(3):270-8.
5. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1997;8(3):291-305.
6. Al-Moraissi EA, Farea R, Qasem KA, Al-Wadeai MS, Al-Sabahi ME, Al-Iryani GM. Effectiveness of occlusal splint therapy in the management of temporomandibular disorders: network meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2020.
7. Sharma S, Gupta DS, Pal US, Jurel SK. Etiological factors of temporomandibular joint disorders. *Natl J Maxillofac Surg*. 2011;2(2):116-9.
8. Akbulut N, Altan A, Akbulut S, Atakan C. Evaluation of the 3 mm Thickness Splint Therapy on Temporomandibular Joint Disorders (TMDs). *Pain Res Manag*. 2018;2018:3756587.
9. Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*. 1992;6(4):301-55.

10. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP, List T, Svensson P, Gonzalez Y, Lobbezoo F, Michelotti A, Brooks SL, Ceusters W, Drangsholt M, Ettl D, Gaul C, Goldberg LJ, Haythornthwaite JA, Hollender L, Jensen R, John MT, De Laat A, de Leeuw R, Maixner W, van der Meulen M, Murray GM, Nixdorf DR, Palla S, Petersson A, Pionchon P, Smith B, Visscher CM, Zakrzewska J, Dworkin SF, International Rdc/Tmd Consortium Network IafDR, Orofacial Pain Special Interest Group IAftSoP. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network\* and Orofacial Pain Special Interest Groupdagger. *J Oral Facial Pain Headache*. 2014;28(1):6-27.
11. Wieckiewicz M, Boening K, Wiland P, Shiau YY, Paradowska-Stolarz A. Reported concepts for the treatment modalities and pain management of temporomandibular disorders. *J Headache Pain*. 2015;16:106.
12. Kirveskari P, Le Bell Y, Salonen M, Forssell H, Grans L. Effect of elimination of occlusal interferences on signs and symptoms of craniomandibular disorder in young adults. *J Oral Rehabil*. 1989;16(1):21-6.
13. De Boever JA, Carlsson GE, Klineberg IJ. Need for occlusal therapy and prosthodontic treatment in the management of temporomandibular disorders. Part I. Occlusal interferences and occlusal adjustment. *J Oral Rehabil*. 2000;27(5):367-79.
14. Michelotti A, Iodice G. The role of orthodontics in temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil*. 2010;37(6):411-29.
15. Naeije M, Hansson TL. Short-term effect of the stabilization appliance on masticatory muscle activity in myogenous craniomandibular disorder patients. *J Craniomandib Disord*. 1991;5(4):245-50.
16. Hellmann D, Schindler H. Funktionstherapie mit Okklusionsschienen. *Wissen Kompakt*. 2019;13(1 ):35–46.
17. Song H, Lee JY, Huh KH, Park JW. Long-term Changes of Temporomandibular Joint Osteoarthritis on Computed Tomography. *Sci Rep*. 2020;10(1):6731.

18. Ok SM, Jeong SH, Ahn YW, Kim YI. Effect of stabilization splint therapy on glenoid fossa remodeling in temporomandibular joint osteoarthritis. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):301-7.
19. Turp JC, Komine F, Hugger A. Efficacy of stabilization splints for the management of patients with masticatory muscle pain: a qualitative systematic review. *Clin Oral Investig.* 2004;8(4):179-95.
20. Friction J. Current evidence providing clarity in management of temporomandibular disorders: summary of a systematic review of randomized clinical trials for intra-oral appliances and occlusal therapies. *J Evid Based Dent Pract.* 2006;6(1):48-52.
21. Ekberg E, Vallon D, Nilner M. Treatment outcome of headache after occlusal appliance therapy in a randomised controlled trial among patients with temporomandibular disorders of mainly arthrogenous origin. *Swed Dent J.* 2002;26(3):115-24.
22. Ekberg E, Vallon D, Nilner M. The efficacy of appliance therapy in patients with temporomandibular disorders of mainly myogenous origin. A randomized, controlled, short-term trial. *J Orofac Pain.* 2003;17(2):133-9.
23. Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(2):212-23.
24. Zhang C, Wu JY, Deng DL, He BY, Tao Y, Niu YM, Deng MH. Efficacy of splint therapy for the management of temporomandibular disorders: a meta-analysis. *Oncotarget.* 2016;7(51):84043-53.
25. Magnusson T, Syren M. Therapeutic jaw exercises and interocclusal appliance therapy. A comparison between two common treatments of temporomandibular disorders. *Swed Dent J.* 1999;23(1):27-37.
26. Ash MM, Jr., Ramfjord SP. Reflections on the Michigan splint and other intraocclusal devices. *J Mich Dent Assoc.* 1998;80(8):32-5, 41-6.

27. Alencar F, Jr., Becker A. Evaluation of different occlusal splints and counselling in the management of myofascial pain dysfunction. *J Oral Rehabil.* 2009;36(2):79-85.
28. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, Kato T, Koyano K, Lavigne GJ, de Leeuw R, Manfredini D, Svensson P, Winocur E. Bruxism defined and graded: an international consensus. *J Oral Rehabil.* 2013;40(1):2-4.
29. Wolowski A, Peroz I. Bruxismus. *Der freie Zahnarzt.* 2018;62(12):66-72.
30. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):476-94.
31. Ispirgil EP, Erdogan SBP, Akin AP, Sakar OP. The hemodynamic effects of occlusal splint therapy on the masseter muscle of patients with myofascial pain accompanied by bruxism. *Cranio.* 2018:1-10.
32. Wetselaar P, Manfredini D, Ahlberg J, Johansson A, Aarab G, Papagianni CE, Reyes Sevilla M, Koutris M, Lobbezoo F. Associations between tooth wear and dental sleep disorders: A narrative overview. *J Oral Rehabil.* 2019;46(8):765-75.
33. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):e1-e9.
34. Ratcliff S, Becker IM, Quinn L. Type and incidence of cracks in posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2001;86(2):168-72.
35. Pallesen U, van Dijken JW. A randomized controlled 27 years follow up of three resin composites in Class II restorations. *J Dent.* 2015;43(12):1547-58.
36. Manfredini D, Winocur E, Guarda-Nardini L, Paesani D, Lobbezoo F. Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. *J Orofac Pain.* 2013;27(2):99-110.
37. Cheng HJ, Chen YQ, Yu CH, Shen YQ. [The influence of occlusion on the incidence of bruxism in 779 children in Shanghai]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2004;13(2):98-9.

38. Ohayon MM, Li KK, Guilleminault C. Risk factors for sleep bruxism in the general population. *Chest*. 2001;119(1):53-61.
39. Pingitore G, Chrobak V, Petrie J. The social and psychologic factors of bruxism. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):443-6.
40. Hublin C, Kaprio J, Partinen M, Koskenvuo M. Sleep bruxism based on self-report in a nationwide twin cohort. *J Sleep Res*. 1998;7(1):61-7.
41. Lavigne GJ, Kato T, Kolta A, Sessle BJ. Neurobiological mechanisms involved in sleep bruxism. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(1):30-46.
42. Lobbezoo F, van der Zaag J, van Selms MK, Hamburger HL, Naeije M. Principles for the management of bruxism. *J Oral Rehabil*. 2008;35(7):509-23.
43. Macaluso GM, Guerra P, Di Giovanni G, Boselli M, Parrino L, Terzano MG. Sleep bruxism is a disorder related to periodic arousals during sleep. *J Dent Res*. 1998;77(4):565-73.
44. Lange M. Therapieoptionen bei Wach- und Schlafbruxismus. *Wissen Kompakt*. 2018;12(1):39-52.
45. Ramfjord SP, Ash MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. *J Oral Rehabil*. 1994;21(5):491-500.
46. Nallaswamy Veeraiyan D, Ramalingam K, Bhat V. *Textbook of Prosthodontics*: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd; 2004.
47. Glass EG, Glaros AG, McGlynn FD. Myofascial pain dysfunction: treatments used by ADA members. *Cranio*. 1993;11(1):25-9.
48. Glass EG, McGlynn FD, Glaros AG. A survey of treatments for myofascial pain dysfunction. *Cranio*. 1991;9(2):165-8.
49. Stelzenmüller W. *Therapie von Kiefergelenksschmerzen*. 2 ed: Thieme; 2010.
50. Manns A, Chan C, Miralles R. Influence of group function and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles. *J Prosthet Dent*. 1987;57(4):494-501.

51. Fitins D, Sheikholeslam A. Effect of canine guidance of maxillary occlusal splint on level of activation of masticatory muscles. *Swed Dent J.* 1993;17(6):235-41.
52. Conti PC, dos Santos CN, Kogawa EM, de Castro Ferreira Conti AC, de Araujo Cdos R. The treatment of painful temporomandibular joint clicking with oral splints: a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(8):1108-14.
53. Borromeo GL, Suvinen TI, Reade PC. A comparison of the effects of group function and canine guidance interocclusal device on masseter muscle electromyographic activity in normal subjects. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):174-80.
54. He S, Wang S, Song F, Wu S, Chen J, Chen S. Effect of the use of stabilization splint on masticatory muscle activities in TMD patients with centric relation-maximum intercuspation discrepancy and absence of anterior/lateral guidance. *Cranio.* 2019:1-9.
55. Ebrahim S, Montoya L, Busse JW, Carrasco-Labra A, Guyatt GH, Medically Unexplained Syndromes Research G. The effectiveness of splint therapy in patients with temporomandibular disorders: a systematic review and meta-analysis. *J Am Dent Assoc.* 2012;143(8):847-57.
56. Kuzmanovic P, Pfcic J, Dodic S, Lazic V, Trajkovic G, Milic N, Milicic B. Occlusal stabilization splint for patients with temporomandibular disorders: Meta-analysis of short and long term effects. *PLoS One.* 2017;12(2):e0171296.
57. Friction J, Look JO, Wright E, Alencar FG, Jr., Chen H, Lang M, Ouyang W, Velly AM. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials evaluating intraoral orthopedic appliances for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain.* 2010;24(3):237-54.
58. Badel T, Marotti M, Kern J, Laskarin M. A quantitative analysis of splint therapy of displaced temporomandibular joint disc. *Ann Anat.* 2009;191(3):280-7.
59. Nitecka-Buchta A, Marek B, Kapustecka JB, Baron S. [Venopunction of the cubital vein as an alternative approach for CGRP plasma level evaluation in tmd patients]. *Endokrynol Pol.* 2017;68(3):326-33.

60. Srivastava R, Jyoti B, Devi P. Oral splint for temporomandibular joint disorders with revolutionary fluid system. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013;10(3):307-13.
61. Conti PC, Correa AS, Lauris JR, Stuginski-Barbosa J. Management of painful temporomandibular joint clicking with different intraoral devices and counseling: a controlled study. *J Appl Oral Sci*. 2015;23(5):529-35.
62. Liu W, Wang H, Li Q. [Investigation of nociceptive trigeminal inhibitory tension suppression system and occlusal stabilization splint on bruxism patients by using polysomnography]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2012;30(1):54-6, 60.
63. Stapelmann H, Turp JC. The NTI-tss device for the therapy of bruxism, temporomandibular disorders, and headache - where do we stand? A qualitative systematic review of the literature. *BMC Oral Health*. 2008;8:22.
64. Lee SY, Hong MH, Park MC, Choi SM. Effect of the Mandibular Orthopedic Repositioning Appliance on Trunk and Upper Limb Muscle Activation during Maximum Isometric Contraction. *J Phys Ther Sci*. 2013;25(11):1387-9.
65. Lee SY, Park YJ, Park HM, Bae HJ, Yu MJ, Choi HW, Hwang NY. Effect of the Mandibular Orthopedic Repositioning Appliance (MORA) on Forearm Muscle Activation and Grasping Power during Pinch and Hook Grip. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(2):195-7.
66. Yates JW, Koen TJ, Semenick DM, Kuftinec MM. Effect of a mandibular orthopedic repositioning appliance on muscular strength. *J Am Dent Assoc*. 1984;108(3):331-3.
67. Seifeldin SA, Elhayes KA. Soft versus hard occlusal splint therapy in the management of temporomandibular disorders (TMDs). *Saudi Dent J*. 2015;27(4):208-14.
68. Pettengill CA, Growney MR, Jr., Schoff R, Kenworthy CR. A pilot study comparing the efficacy of hard and soft stabilizing appliances in treating patients with temporomandibular disorders. *J Prosthet Dent*. 1998;79(2):165-8.
69. Littner D, Perlman-Emodi A, Vinocuor E. [Efficacy of treatment with hard and soft occlusal appliance in TMD]. *Refuat Hapeh Vehashinayim (1993)*. 2004;21(3):52-8, 94.

70. Wright E, Anderson G, Schulte J. A randomized clinical trial of intraoral soft splints and palliative treatment for masticatory muscle pain. *J Orofac Pain.* 1995;9(2):192-9.
71. Okeson JP. The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(6):788-91.
72. Amin A, Meshramkar R, Lekha K. Comparative evaluation of clinical performance of different kind of occlusal splint in management of myofascial pain. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):176-81.
73. Chen HM, Fu KY, Li YW, Zhang ZK. [Positional changes of temporomandibular joint disk and condyle with insertion of anterior repositioning splint]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2009;27(4):408-12.
74. Chen HM, Liu MQ, Yap AU, Fu KY. Physiological effects of anterior repositioning splint on temporomandibular joint disc displacement: a quantitative analysis. *J Oral Rehabil.* 2017;44(9):664-72.
75. Ma Z, Xie Q, Yang C, Zhang S, Shen Y, Abdelrehem A. Can anterior repositioning splint effectively treat temporomandibular joint disc displacement? *Sci Rep.* 2019;9(1):534.
76. Eberhard D, Bantleon HP, Steger W. The efficacy of anterior repositioning splint therapy studied by magnetic resonance imaging. *Eur J Orthod.* 2002;24(4):343-52.
77. Pihut M, Gorecka M, Ceranowicz P, Wieckiewicz M. The Efficiency of Anterior Repositioning Splints in the Management of Pain Related to Temporomandibular Joint Disc Displacement with Reduction. *Pain Res Manag.* 2018;2018:9089286.
78. Demling A, Fauska K, Ismail F, Stiesch M. A comparison of change in condylar position in asymptomatic volunteers utilizing a stabilization and a pivot appliance. *Cranio.* 2009;27(1):54-61.
79. Seedorf H, Scholz A, Kirsch I, Fenske C, Jude HD. Pivot appliances - is there a distractive effect on the temporomandibular joint? *J Oral Rehabil.* 2007;34(1):34-40.

80. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26(2):156-63.
81. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig.* 2013;17(9):2119-25.
82. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Makitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J R Soc Interface.* 2013;10(84):20130203.
83. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
84. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 2012;28(5):529-34.
85. Engler M, Guth JF, Keul C, Erdelt K, Edelhoff D, Liebermann A. Residual monomer elution from different conventional and CAD/CAM dental polymers during artificial aging. *Clin Oral Investig.* 2020;24(1):277-84.
86. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6):760-7.
87. Jockusch J, Ozcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J.* 2020.
88. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019;9(3):179-85.
89. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40.
90. Park JM, Jeon J, Koak JY, Kim SK, Heo SJ. Dimensional accuracy and surface characteristics of 3D-printed dental casts. *J Prosthet Dent.* 2020.

91. Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LM, Moon A, Holland JN, Kasper FK. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;156(2):283-9.
92. Jin SJ, Jeong ID, Kim JH, Kim WC. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent.* 2018;21(2):107-13.
93. Schneider D, Sancho-Puchades M, Mir-Mari J, Muhlemann S, Jung R, Hammerle C. A Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Conventional and Computer-Assisted Implant Planning and Placement in Partially Edentulous Patients. Part 4: Accuracy of Implant Placement. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019;39(4):e111-e22.
94. Flugge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(8):1340-6.
95. Kim T, Lee S, Kim GB, Hong D, Kwon J, Park JW, Kim N. Accuracy of a simplified 3D-printed implant surgical guide. *J Prosthet Dent.* 2019.
96. Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S, Yoshinari M, Yamashita S, Sakurai K. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *J Prosthodont Res.* 2019;63(1):85-9.
97. Zandinejad A, Methani MM, Schneiderman ED, Revilla-Leon M, Bds DM. Fracture Resistance of Additively Manufactured Zirconia Crowns when Cemented to Implant Supported Zirconia Abutments: An in vitro Study. *J Prosthodont.* 2019;28(8):893-7.
98. Chang HS, Peng YT, Hung WL, Hsu ML. Evaluation of marginal adaptation of Co-Cr-Mo metal crowns fabricated by traditional method and computer-aided technologies. *J Dent Sci.* 2019;14(3):288-94.
99. Revilla-Leon M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent.* 2020.

100. Wiens JP. A progressive approach for the use of occlusal devices in the management of temporomandibular disorders. *Gen Dent*. 2016;64(6):29-36.
101. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjo C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018;4(1):81-9.
102. Pho Duc JM, Huning SV, Grossi ML. Parallel Randomized Controlled Clinical Trial in Patients with Temporomandibular Disorders Treated with a CAD/CAM Versus a Conventional Stabilization Splint. *Int J Prosthodont*. 2016;29(4):340-50.
103. Bocklet C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, Ludlow M, Kelly A, Nash J. Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac Res*. 2019;22 Suppl 1:168-74.
104. Schlenz MA, Schmidt A, Wostmann B, Ruf S, Klaus K. In vitro comparison of analog versus digital impressions of the periodontally compromised dentition focused on interdental areas. *Int J Comput Dent*. 2019;22(2):131-8.
105. Schlenz MA, Schubert V, Schmidt A, Wostmann B, Ruf S, Klaus K. Digital versus Conventional Impression Taking Focusing on Interdental Areas: A Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(13).
106. Keul C, Guth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig*. 2020;24(2):735-45.
107. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares LDN, Rizzante FAP, George FM, Neves FDD, Mendonca G. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent*. 2020.
108. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps I. Correction: Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*. 2018;13(12):e0209883.
109. Oh KC, Park JM, Moon HS. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *J Prosthodont*. 2020;29(6):518-23.

110. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016;47(4):343-9.
111. McDaniel TF, Kramer RT, Im F, Snow D. Effects of mixing technique on bubble formation in alginate impression material. *Gen Dent.* 2013;61(6):35-9.
112. Frey G, Lu H, Powers J. Effect of mixing methods on mechanical properties of alginate impression materials. *J Prosthodont.* 2005;14(4):221-5.
113. Dreesen K, Kellens A, Wevers M, Thilakarathne PJ, Willems G. The influence of mixing methods and disinfectant on the physical properties of alginate impression materials. *Eur J Orthod.* 2013;35(3):381-7.
114. Guiraldo RD, Moreti AF, Martinelli J, Berger SB, Meneghel LL, Caixeta RV, Sinhoreti MA. Influence of alginate impression materials and storage time on surface detail reproduction and dimensional accuracy of stone models. *Acta Odontol Latinoam.* 2015;28(2):156-61.
115. Rohanian A, Ommati Shabestari G, Zeighami S, Samadi MJ, Shamshiri AR. Effect of storage time of extended-pour and conventional alginate impressions on dimensional accuracy of casts. *J Dent (Tehran).* 2014;11(6):655-64.
116. Sayed ME, Gangadharappa P. Three-dimensional evaluation of extended pour alginate impression materials following variable storage time intervals and conditions. *Indian J Dent Res.* 2018;29(4):477-86.
117. Kulkarni MM, Thombare RU. Dimensional Changes of Alginate Dental Impression Materials-An Invitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(8):ZC98-ZC102.
118. Shaba OP, Adegbulugbe IC, Oderinu OH. Dimensional stability of alginate impression material over a four hours time frame. *Nig Q J Hosp Med.* 2007;17(1):1-4.
119. Ibrahim AA, Alhaji MN, Khalifa N, Gilada MW. Does 6 Hours of Contact With Alginate Impression Material Affect Dental Cast Properties? *Compend Contin Educ Dent.* 2017;38(6):e1-e4.

120. Marquezan M, Jurach EM, Guimaraes VD, Valentim RG, Nojima LI, Nojima Mda C. Does the contact time of alginate with plaster cast influence its properties? *Braz Oral Res.* 2012;26(3):197-201.
121. Geering AH, Lang NP. [The Michigan splint, a diagnostic and therapeutic aid for patients with disorders of the masticatory system. I. Construction on an articulator and fitted in the patient's mouth]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1978;88(1):32-8.
122. Dylina TJ. A common-sense approach to splint therapy. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):539-45.
123. Ye N, Wu T, Dong T, Yuan L, Fang B, Xia L. Precision of 3D-printed splints with different dental model offsets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;155(5):733-8.
124. Xinlong M, Yang Y, Jianxiong M, Xiaohong W, Yanjun Z. Comparison of mechanical properties of polymethyl methacrylate of different mixing ratios. *J Med Eng Technol.* 2011;35(1):54-8.
125. Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi M. Dimensional changes of acrylic resin denture bases: conventional versus injection-molding technique. *J Dent (Tehran).* 2014;11(4):398-405.
126. Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1999;82(3):291-300.
127. Venus H, Boening K, Peroz I. The effect of processing methods and acrylic resins on the accuracy of maxillary dentures and toothless denture bases: an in vitro study. *Quintessence Int.* 2011;42(8):669-77.
128. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):249-56.
129. Zguris Z. How Mechanical Properties of Stereolithography 3D Prints are Affected by UV Curing.

130. Reymus M, Lumkemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent*. 2019;22(3):231-7.
131. Alifui-Segbaya F, Bowman J, White AR, Varma S, Lieschke GJ, George R. Toxicological assessment of additively manufactured methacrylates for medical devices in dentistry. *Acta Biomater*. 2018;78:64-77.
132. Zhang C, Yao X, Zhang J, Jin H. Tool Condition Monitoring and Remaining Useful Life Prognostic Based on a Wireless Sensor in Dry Milling Operations. *Sensors (Basel)*. 2016;16(6).
133. Yoon HI, Hwang HJ, Ohkubo C, Han JS, Park EJ. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent*. 2018;120(6):919-26.
134. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013;17(4):1201-8.
135. O'Toole S, Osnes C, Bartlett D, Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater*. 2019;35(3):495-500.
136. Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2016;20(7):1487-94.
137. Lee S, Hong SJ, Paek J, Pae A, Kwon KR, Noh K. Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(1):55-64.
138. Oh HS, Lim YJ, Kim B, Kim WH, Kim MJ, Kwon HB. Influence of Applied Liquid-Type Scanning-Aid Material on the Accuracy of the Scanned Image: An In Vitro Experiment. *Materials (Basel)*. 2020;13(9).

139. Shodadai SP, Turp JC, Gerds T, Strub JR. Is there a benefit of using an arbitrary facebow for the fabrication of a stabilization appliance? *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):517-22.
140. Gámez J, Dib A, Espinosa I. Face bows in the development of Michigan. *Rev Fac Odontol Univ Antioquia*. 2013;25(1):117-31.
141. Alqutaibiab AY, Algabrib R, Ibrahim WI, Borzangy S. Does the facebow affect the outcome of CAD/CAM occlusal splint. Randomized clinical trial. *The Saudi Dental Journal*. 2020;in press.
142. Buduru S, Finta E, Almasan O, Fluerasu M, Manziuc M, Iacob S, Culcitchi C, Negucioiu M. Clinical occlusion analysis versus semi-adjustable articulator and virtual articulator occlusion analysis. *Med Pharm Rep*. 2020;93(3):292-6.
143. Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. The ability of different materials to reproduce accurate records of interocclusal relationships in the vertical dimension. *J Oral Rehabil*. 2008;35(11):816-20.
144. Hlushko TR, Vovk YV, Vovk VY. Clinical laboratory analysis of maximum intercuspation registration results in patients with intact dentitions. *Wiad Lek*. 2019;72(5 cz 2):1017-21.
145. DeLong R, Ko CC, Anderson GC, Hodges JS, Douglas WH. Comparing maximum intercuspital contacts of virtual dental patients and mounted dental casts. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):622-30.
146. Sweeney S, Smith DK, Messersmith M. Comparison of 5 types of interocclusal recording materials on the accuracy of articulation of digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015;148(2):245-52.
147. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clin Oral Investig*. 2018;22(8):2829-35.

148. El Bahra S, Ludwig K, Samran A, Freitag-Wolf S, Kern M. Linear and volumetric dimensional changes of injection-molded PMMA denture base resins. *Dent Mater.* 2013;29(11):1091-7.
149. Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):236-47.
150. Bagci E, Aykut Ş. A study of Taguchi optimization method for identifying optimum surface roughness in CNC face milling of cobalt-based alloy (stellite 6). *International journal of advanced manufacturing technology.* 2005;29:940-7.
151. Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dent Mater.* 2019;35(12):1805-12.
152. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mulhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev.* 2017;117(15):10212-90.
153. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32(1):54-64.
154. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):349-54.
155. Short MM, Favero CS, English JD, Kasper FK. Impact of orientation on dimensional accuracy of 3D-printed orthodontic models. *J Clin Orthod.* 2018;52(1):13-20.
156. Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater.* 2018;34(12):e324-e33.
157. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont.* 2016;29(5):503-10.

158. Macdonald NP, Zhu F, Hall CJ, Reboud J, Crosier PS, Patton EE, Wlodkowic D, Cooper JM. Assessment of biocompatibility of 3D printed photopolymers using zebrafish embryo toxicity assays. *Lab Chip*. 2016;16(2):291-7.
159. Conti L, Bienenstein D, Borlaf M, Graule T. Effects of the Layer Height and Exposure Energy on the Lateral Resolution of Zirconia Parts Printed by Lithography-Based Additive Manufacturing. *Materials (Basel)*. 2020;13(6).
160. Bennett J. Measuring UV Curing Parameters of Commercial Photopolymers used in Additive Manufacturing. *Addit Manuf*. 2017;18:203-12.
161. Dedem P, Turp JC. Digital Michigan splint - from intraoral scanning to plasterless manufacturing. *Int J Comput Dent*. 2016;19(1):63-76.
162. Vergos VK, Tripodakis AP. Evaluation of vertical accuracy of interocclusal records. *Int J Prosthodont*. 2003;16(4):365-8.
163. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Muller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2020.
164. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil*. 2001;28(5):485-91.
165. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lumkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):166-72.
166. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:175-9.
167. Mir GN, Lawrence WH, Autian J. Toxicological and pharmacological actions of methacrylate monomers. 3. Effects on respiratory and cardiovascular functions of anesthetized dogs. *J Pharm Sci*. 1974;63(3):376-81.

168. Mir GN, Lawrence WH, Autian J. Toxicological and pharmacological actions of methacrylate monomers. I. Effects on isolated, perfused rabbit heart. *J Pharm Sci.* 1973;62(5):778-82.
169. Mir GN, Lawrence WH, Autian J. Toxicological and pharmacological actions of methacrylate monomers. II. Effects on isolated guinea pig ileum. *J Pharm Sci.* 1973;62(8):1258-61.
170. Andrews LS, Clary JJ. Review of the toxicity of multifunctional acrylates. *J Toxicol Environ Health.* 1986;19(2):149-64.
171. Leao RS, de Moraes SLD, Aquino K, Isolan CP, Casado B, Montes M. Effect of Pressure, Post-Pressing Time, and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of Thermoactivated Acrylic Resin. *Int J Dent.* 2018;2018:5743840.
172. Ayman AD. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electron Physician.* 2017;9(7):4766-72.
173. Lung CY, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater.* 2005;21(12):1119-28.
174. Yilmaz H, Aydin MN. Digital versus conventional impression method in children: Comfort, preference and time. *Int J Paediatr Dent.* 2019;29(6):728-35.
175. Adali U, Schober S, Beuer F, Spies BC. Digital Impression-Taking Facilitates Prosthetic Rehabilitation of Microstomia Patients: A Case History Report. *Int J Prosthodont.* 2019;32(1):110-2.
176. Burzynski JA, Firestone AR, Beck FM, Fields HW, Jr., Deguchi T. Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(4):534-41.
177. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014:783948.

178. Methani MM, Revilla-Leon M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent.* 2019.

## 9 Anhang

### 9.1 *Materialliste*

- 1) ANA-4  
Frasaco; Tettngang, Deutschland
- 2) Protar 5b  
KaVo; Biberach, Deutschland
- 3) Arcus  
KaVo; Biberach, Deutschland
- 4) Futar D  
Kettenbach; Eschenburg, Deutschland
- 5) Palgat Plus  
3M; Neuss, Deutschland
- 6) Rimlock Glatt  
Müller und Weygandt GmbH; Büdingen, Deutschland
- 7) Fix Tray Adhesive  
Dentsply Sirona; York, USA
- 8) AM 501  
Hauschild & Co KG; Hamm, Deutschland
- 9) Hartgips Röconit Natur  
Siladent; Braunschweig, Deutschland
- 10) MSF 200K  
SAM Präzisionstechnik GmbH; Gauting, Deutschland
- 11) Modellsockelformer  
Bego GmbH & Co. KG; Bremen, Deutschland
- 12) Wirosil  
Bego GmbH & Co. KG; Bremen, Deutschland

- 13) Alabaster Dental  
Siladent; Braunschweig, Deutschland
- 14) D2000  
3shape; Kopenhagen Dänemark
- 15) Palajet Küvette  
Kulzer; Hanau, Deutschland
- 16) Isolant  
Densply; Bensheim, Deutschland
- 17) Gamma Sil Perfect Tec A 85  
Mueller-Omicron; Lindlar, Deutschland
- 18) Wapo-Ex 12 II  
Wassermann Dental-Maschinen GmbH; Hamburg, Deutschland
- 19) Farbloser Kunststoff  
PalaXpress, Kulzer; Hanau, Deutschland
- 20) Palajet  
Kulzer; Hanau, Deutschland
- 21) 6924  
Komet Dental; Lemgo, Deutschland
- 22) 9641  
Komet; Lemgo, Deutschland
- 23) H77PK  
Komet; Lemgo, Deutschland
- 24) H261E  
Komet; Lemgo, Deutschland
- 25) H251E  
Komet; Lemgo, Deutschland
- 26) Arti-Fol  
Bausch; Köln, Deutschland

- 27) Shimstockfolie  
Hanel; Nürtingen, Deutschland
- 28) Tronada  
Reitel; Bad Essen, Deutschland
- 29) CAD/CAM Spray  
Henry Schein; Langen, Deutschland
- 30) Plaster Solvent  
Henry Schein; Langen, Deutschland
- 31) TRIOS 3  
3shape; Kopenhagen, Dänemark
- 32) Dental Designer  
3shape; Kopenhagen Dänemark
- 33) K5, Wieland  
Ivoclar vivadent; Schaan, Lichtenstein
- 34) ProArt CAD Splint clear  
Ivoclar vivadent; Schaan, Lichtenstein
- 35) Form 2  
Formlabs; Somerville, USA
- 36) SolFlex 170  
Voco GmbH; Cuxhaven, Deutschland
- 37) Objet30  
Stratasys; Rechovot, Israel
- 38) PreForm  
Formlabs; Somerville, USA
- 39) Dental LT Clear  
Formlabs; Somerville, USA
- 40) Form Wash  
Formlabs; Somerville, USA

- 41) Form Cure  
Formlabs; Somerville, USA
- 42) V-Print splint  
Voco GmbH; Cuxhaven, Deutschland
- 43) LC-3DPrint Box  
3D SYSTEMS; Rock Hill, USA
- 44) Objet Studio  
Stratasys; Rehovot, Israel
- 45) MED610  
Stratasys; Rehovot, Israel
- 46) Geomagic Control  
3D Systems; Rock Hill, USA
- 47) Zwick Z010  
Zwick GmbH & Co. KG; Ulm, Deutschland
- 48) TestXpert-V9.0  
Zwick GmbH & Co. KG; Ulm, Deutschland
- 49) SPSS Inc.  
IBM; Chicago, USA

## 9.2 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Dania Schaefer, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema

„Genauigkeit in der Herstellung von Äquilibrationsschienen – Vergleich konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigung“

„Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints“

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

\_\_\_\_\_

Datum

\_\_\_\_\_

Unterschrift

### 9.3 Anteilserklärung

Dania Schaefer hatte folgende Anteile an den folgenden Publikationen:

**Publikation 1:** Wesemann C, Spies BC, Schaefer D, Adali U, Beuer F, Pieralli S. Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. J Mech Behav Biomed Mater. 2021 Feb;114:104179.

**Beitrag im Einzelnen:** Konzeptualisierung, Methodik, formale Analyse, experimentelle Durchführung, Datenverwaltung, Ressourcen, Überprüfung des Manuskripts

---

Unterschrift, Datum und Stempel des/der erstbetreuenden Hochschullehrers/in

---

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

## 9.4 *Lebenslauf*

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## 9.5 *Publikationsliste*

Publikation 1: Wesemann C, Spies BC, Schaefer D, Adali U, Beuer F, Pieralli S. Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021 Feb;114:104179.

## 9.6 Danksagung

Ich blicke zurück auf eine Zeit intensiver Arbeit und bin unheimlich froh, kurz vor dem Physikum die Herausforderung einer Dissertationsarbeit angenommen zu haben. Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer, Dr. Christian Wesemann, der mich nicht nur in dieser Entscheidung bestärkt, sondern während der gesamten Arbeit enorm unterstützt hat. Herrn Professor Beuer danke ich für die Annahme meines Dissertationsthemas und seinen fachlichen Rat. Zu besonderem Dank bin ich auch Robert Nicic für die umfassende technische Unterstützung verpflichtet. Außerdem möchte ich mich bei Valentin Hromadnik bedanken, der mir stets mit seinem Rat und ermutigenden Worten zur Seite stand. Besonders danke ich auch meiner Familie für ihre Fürsorge und jede mögliche Unterstützung.

## 9.7 Bescheinigung statistische Beratung



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Postanschrift:  
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin  
Besucheranschrift:  
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin

Tel. +49 (0)30 450 562171  
geraldine.rauch@charite.de  
<https://biometrie.charite.de/>



Name, Vorname: Schaefer, Dania  
Emailadresse: [дания.schaefer@charite.de](mailto:дания.schaefer@charite.de)  
Matrikelnummer: 222508  
PromotionsbetreuerIn: Prof. Beuer  
Promotionsinstitution/ Klinik: Zahnklinik

### Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Herr/ Frau *Vorname Name* innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 12.02.2019

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvolle Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- *Poweranalyse für die Studienplanung*
- ANOVA
- Konfidenzintervalle
- Nicht-Unterlegenheitsstudie

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 12.02.2019

Name des Beraters/ der Beraterin: Dr. Konrad Neumann

