

Diplomarbeit

**Digitale Herstellung von Teilprothesen durch additive
Herstellungsmethoden**

eingereicht von

Daniel Horak

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit
Klinischen Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und
Zahnersatzkunde

unter der Anleitung von Betreuer*innen

Dr. med. univ. Dr. med. dent. Alwin Sokolowski
Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Martin Lorenzoni

Graz, am 23.07.2021

Eidesstattliche Erklärung

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

Graz, am 23.07.2021

Daniel Horak eh.

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während meines gesamten Studiums sowie bei der Anfertigung dieser Diplomarbeit tatkräftig unterstützt und zu jeder Zeit motiviert haben.

Ein besonderer Dank gilt vor allem Univ.-Ass. DDr. Alwin Sokolowski für seine vorbildhafte Diplomarbeitsbetreuung und seinen außerordentlichen Einsatz als Entwickler und treibende Kraft der vorliegenden Studie. Außerdem für sein außergewöhnliches Engagement bei der Erstellung dieser Arbeit, ein offenes Ohr für meine Fragen und dafür, dass ich auf ihn als äußerst kompetenten Ansprechpartner zählen konnte.

Herzlichen Dank auch an Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Martin Lorenzoni für die Unterstützung und Hilfestellung beim Aufsuchen der geeigneten Fachliteratur.

Zu großem Dank verpflichtet bin ich auch Philip Tepesch für die Verbesserung und Weiterentwicklung des 3D-Modellgussgerüsts sowie für sein Fachwissen über den 3D-Druck; und Dipl. Ing.in Irene Mischak für die Unterstützung bei der Auswertung der Daten.

Abschließend möchte ich mich noch von ganzem Herzen bei meiner Familie bedanken, die mich immer uneingeschränkt unterstützt und mir meinen Studienweg ermöglicht hat.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	1
Inhaltsverzeichnis	2
Abkürzungen	3
Abbildungsverzeichnis	4
Tabellenverzeichnis	5
Zusammenfassung	6
Abstract.....	8
1 Einleitung	10
1.1 Der gesunde Zahnhalteapparat.....	12
1.2 Die Bedeutung der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin.....	13
1.3 Ursachen für Zahnverlust.....	13
1.4 Versorgung teilbezahnter Patient*innen	17
1.5 Herstellung einer Teilprothese.....	22
1.5.1 Anforderungen an eine Teilprothese	22
1.5.2 Design herausnehmbarer Teilprothesen	23
1.5.3 Material herausnehmbarer Teilprothesen	24
1.6 CAD/CAM-Technologie	26
1.6.1 Additive Herstellungsverfahren.....	27
1.6.2 Passform	32
2 Material und Methoden	36
2.1 Modellgussgerüsterstellung und -bearbeitung	37
2.2 Druckvorgang	39
2.3 Der Scanvorgang.....	41
2.4 Abmessung und Modellgussüberlagerung (alignment)	44
2.5 Analyse der Oberflächendiskrepanzen	46
3 Ergebnisse.....	48
3.1 Detailergebnisse.....	48
3.2 Vergleich Metall und Kunststoff	53
4 Diskussion	61
5 Conclusio	67
6 Literaturverzeichnis.....	69

Abkürzungen

Bzw.	Beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CC	Contour Crafting
CEREC	Ceramic Reconstruction
CI	Konfidenzintervall
CT	Computertomographie
3D	Dreidimensional
DLMS	Direct Laser Metal Sintering
DLP	Digital Light Processing
DVT	Digitale Volumetomographie
EBM	Elektronenstrahlschmelzen
EDF	Électricité de France
FDM	Fused Deposition Modeling
FFM	Fused Filament Fabrication
FTI	Film Transfer Imaging
ICC	Interrater-Korrelationskoeffizient
LED	Light Emitting Diode
LOM	Laminated Object Modeling
MJM	Multi-Jet Modeling
Mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
Nm	Nanometer
PEEK	Polyetheretherketon
PJM	Poly-Jet-Modelling
%	Prozent
RP	Rapid Prototyping
SLM	Selective Laser Melting
Et al.	Et alii (und andere)
SPM	Space Puzzle Molding
STL/STA	Sterelithografie
SLS	Selective Laser Sintering
v.Chr.	Vor Christus

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bestandteile der CAD/CAM-Technologie (Van Noort, 2012)	10
Abbildung 2: Klassifizierung der Kennedy-Klassen (Hans H. Caesar, 2007)	19
Abbildung 3: Konstruktion am Gipsmodell (A) und virtuelles Ausblocken (B)	38
Abbildung 4: Einfügen der Retentionsgitter (A) und Konstruktion der Sekundärteile (B). 38	
Abbildung 5: Abschlussgrenze (A) und virtuell erstellte Narbung (B).....	39
Abbildung 6: Unbehandelte Rohmodellgussgerüste – einmal von vorne (links) und von oben (rechts) fotografiert	40
Abbildung 7: Vorbehandelte, kunststoffgedruckte Modellgussgerüste mit Supports.....	41
Abbildung 8: Vorbehandelte, kunststoffgedruckte Modellgussgerüste ohne Supports	41
Abbildung 9: Scanfertige Modellgussgerüste	42
Abbildung 10: In den Scanner positionierte Modellgussgerüste.....	42
Abbildung 11: Ausrichtung in eine zentrale Position.....	43
Abbildung 12: Adaptation der Mesh-Datei – vorher (links), nachher (rechts)	43
Abbildung 13: Gescannte Mesh-Dateien im 3D-Viewer	44
Abbildung 14: Beispiel eines eingescannten Modellgussgerüsts (A), Referenzmodellgussgerüst (B)	45
Abbildung 15: 7-Punkt-Generierung am eingescannten Modellgussgerüst (A), Referenzmodellgussgerüst (B)	45
Abbildung 16: Durch den ICP-Algorithmus angepasstes Ausgangsmodellgussgerüst und Referenzmodellgussgerüst.....	45
Abbildung 17: Skalarfeld	46
Abbildung 18: Die sechs Messstrecken.....	47
Abbildung 19: Histogramme der Metallmodellgussgerüste	49
Abbildung 20: Metall-Modellgussgerüst 1	50
Abbildung 21: Histogramme der Kunststoffmodellgussgerüste	52
Abbildung 22: Grafische Darstellung mit Fehlerbalken-Diagrammen vom Vergleich Metall zu Kunststoff	54
Abbildung 23: Vergleich digitale Messung und Messung Schiebelehre mit dem Referenzmodellgussgerüst.....	55
Abbildung 24: Vergleich „Horizontal“ von Kunststoff zu Metall durch Messung mit Schiebelehre und digitaler Methode	56
Abbildung 25: Vergleich „Vertikal“ von Kunststoff zu Metall durch Messung mit Schiebelehre und digitaler Methode	57
Abbildung 26: Vergleich „Aufruhe“ von Kunststoff zu Metall durch Messung mit Schiebelehre und digitaler Methode	58
Abbildung 27: grafische Darstellung der negativen und positiven Abweichungen zum Referenzmodellgussgerüst.....	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Chemische Zusammensetzung von Remanium® star CL (<i>Concept Laser GmbH, 2021</i>).....	32
Tabelle 2: Werte die an der X, Y sowie der Z-Achse im Raum für jeden Punkt und Referenzpunkt positioniert wurden	44
Tabelle 3: Vergleich Metall und Kunststoff.....	53
Tabelle 4: Genauigkeit der digitalen Messung im Vergleich zur Schiebelehre	58
Tabelle 5: Differenzen von Kunststoff und Metall zum Referenzmodellgussgerüst (negative und positive Werte); (Berechnung: Differenz = Referenzmodellgussgerüst-Messung)	59

Zusammenfassung

Studienziel: Zweck dieser Studie war die Analyse 3D-gedruckter Modellgussgerüste in Bezug auf unterschiedliche Herstellungsmethoden, einerseits mit ausbrennbarem Kunststoff und andererseits aus Metall auf Cobalt-Chrom-Basis. Damit wurde der Frage nachgegangen, ob die herkömmliche, konventionelle Herstellung von Modellgussgerüsten durch moderne 3D-Techniken ersetzt werden kann. Die im Rahmen der Studie durchgeführte technische Analyse beschäftigte sich daher mit der Genauigkeit und den Diskrepanzen von Modellgussgerüsten, welche durch zwei unterschiedliche Methoden hergestellt wurden.

Material und Methoden: Um die Methoden in Bezug auf ihre Passung als Zahnersatz zu vergleichen, wurden in der vorliegenden Studie die Oberflächenabweichungen von 16 3D-gedruckten Modellgussgerüsten im Vergleich zu einem Referenzmodellgussgerüst untersucht. Sie wurden auf Basis eines digitalen Referenzmodellgussgerüsts gefertigt, wobei jeweils acht Modellgerüste von zwei verschiedenen 3D-Druckern konstruiert wurden. Das dafür verwendete Material war das für jeden Drucker speziell empfohlene: Für die Herstellung der acht Modellgussgerüste aus Metall diente ein selektives Laserschmelzverfahren (Lasercusing®, Concept Laser®); die acht Kunststoffgerüste wurden mit dem dentalspezifischen DLP-Drucker Asiga Freeform PRO2™ (Asiga Australia®) angefertigt. Die Verarbeitung und die Analyse der gedruckten Modellgussgerüste erfolgte, nachdem diese mit Aadvla Lab Scanner 2™ (GC Corporation Tokyo, Japan) durch das Programm Aadvla Scan 1.1 eingescannt wurden, mit dem Programm CloudCompare® 2.10.2 (Électricité de France), mit welchem die erstellten STL-Dateien analysiert und vermessen wurden.

Ergebnisse: Die mittleren Messstrecken zwischen den Metallmodellgussgerüsten und dem Referenzmodellgussgerüst reichten von -0.14 mm bis 0.22 mm bei einer Standardabweichung von 0.06 mm bis 0.41 mm; und bei den Kunststoffmodellgussgerüsten von -0.24 mm bis 0.46 mm bei einer Standardabweichung von 0.02 mm bis 0.27 mm. Die Standardabweichungen der Metallgerüste untereinander, durchgeführt mit der digitalen Methode, reichten von 0.06 mm bis 0.41 mm, jene mit der Schiebelehre von 0.10 mm bis 0.33 mm. Die Modellgussgerüste aus Kunststoff,

durchgeführt mit der digitalen Methode, hatten untereinander eine Standardabweichung von 0.02 mm bis 0.27mm, jene mit der Schiebelehre reichten von 0.05 mm bis 0.26 mm.

Schlussfolgerung:

Die Ergebnisse zeigen einerseits, dass eine hohe Kongruenz der Oberflächen zwischen den 3D-gedruckten Modellgussgerüsten und dem Referenzmodell besteht; es aber in bestimmten Bereichen Abweichungen und Diskrepanzen gibt, welche einen perfekten Sitz auf einem gipsgefertigten Modell verhindern.

Insgesamt kann daher nach heutigem Stand gesagt werden, dass die additiven Fertigungstechniken auf einem guten Weg zur Routine sind; verschiedene Bereiche wie die Herstellung, das Design, die Software sowie das Herstellungsverfahren aber noch verbessert und adaptiert werden müssen, um die Technologie vollständig in den täglichen Arbeitsablauf und in den Klinikalltag zu integrieren.

Abstract

Objectives: The purpose of this study was to analyze 3D-printed model casting frameworks in relation to different manufacturing methods, on the one hand with castable plastic and on the other with cobalt-chromium-based metal. In this way, the question of whether the conventional production of model casting frameworks can be replaced by modern 3D-techniques was investigated. The technical analysis carried out with that study dealt with the accuracy and discrepancies of model casting frameworks produced by two different methods.

Material and Methods: In order to compare the methods in terms of their fit as dental restorations, the surface deviations of 16 3D-printed model casting frameworks were investigated in the present study in comparison with a reference model casting framework. These were fabricated based on a digital reference model casting framework, with eight model frameworks constructed by two different 3D printers. The material used was that specifically recommended for each printer: a selective laser melting process (Lasercusing®, Concept Laser®) was used to fabricate the eight metal model casting frameworks; the eight plastic frameworks were fabricated using the dental-specific Asiga Freeform PRO2™ DLP printer (Asiga Australia®). The processing and analysis of the printed model casting frameworks, after scanning them with Aadvia Lab Scanner 2™ (GC Corporation Tokyo, Japan) through the Aadvia Scan 1.1 program, was performed with the CloudCompare® 2.10.2 program (Électricité de France), which was used to analyze and measure the STL files created.

Results: The average measured distances between the metal model casting frameworks and the reference model casting framework ranged from -0.14 mm to 0.22 mm with a standard deviation of 0.06 mm to 0.41 mm; and for the plastic model casting frameworks from -0.24 mm to 0.46 mm with a standard deviation of 0.02 mm to 0.27 mm. The standard deviations of the metal frameworks among themselves, carried out with the digital method, ranged from 0.06 mm to 0.41 mm, those with the sliding gauge from 0.10 mm to 0.33 mm. The standard deviation of the plastic model casting frameworks made with the digital method ranged from 0.02 mm to 0.27 mm, while those made with the sliding gauge ranged from 0.05 mm to 0.26 mm.

Conclusion: On the one hand, the results show that there is a high congruence of surfaces between the 3D-printed model casting frameworks and the reference model; however, there are deviations and discrepancies in certain areas that prevent a perfect fit on a plaster-fabricated model. Therefore it can be said that additive manufacturing techniques are well on the way to becoming routine; however, various areas such as fabrication, design, software as well as the manufacturing process still need to be improved and adapted in order to fully integrate the technology into daily workflow and clinical practice.

1 Einleitung

Die Abkürzung CAD/CAM steht für *computer-aided design* und *computer-aided manufacturing*. Dabei handelt es sich um ein computergestütztes System, mit dessen Hilfe Informationen gesammelt, aber auch Produkte entworfen und hergestellt werden können (Perng-Ru Liu, DDS, MS, DMD; and Milton E. Essig, 2008).

Die Technologie stützt sich auf drei Elemente: Datenerfassung, Datenverarbeitung und Fertigung (Abbildung 1). Sie kommt in verschiedensten Bereichen zur Anwendung und hat dank immer besserer Computertechnologien und der damit verbundenen Leistungsfähigkeit nicht nur die moderne Industrie revolutioniert, sondern auch die Zahnmedizin – beispielsweise mit der Einführung der CAD/CAM-gestützten Intraoralscanner, welche aus der heutigen Medizin nicht mehr wegzudenken sind.



Abbildung 1: Bestandteile der CAD/CAM-Technologie (Van Noort, 2012)

Historisch gesehen hielt die CAD/CAM-Technologie erstmals in den 1980er-Jahren Einzug in die Zahnmedizin. Als Pionier gilt Dr. François Duret, welcher bereits 1971 erstmals Kronen mit natürlicher okklusaler Optik herstellte, welche auf Basis eines optischen Abdrucks des Pfeilerzahns und unter Verwendung einer numerisch gesteuerten Fräsmaschine hergestellt wurden (Miyazaki *et al.*, 2009). 1983 folgte die erste dentale CAD/CAM-Restaurations, wie Duret sie auch auf dem internationalen Kongress der French Dental Association vorstellte (Davidowitz and Kotick, 2011). Später entwickelte er das sogenannte *Duret-System*, welches als *Sopha® System* bzw. *Sopha® Bioconcept-System* vermarktet wurde und als Grundstein für die weitere Entwicklung der CAD/CAM-Technologie gilt (Miyazaki *et al.*, 2009). Es demonstrierte schon damals die Fähigkeit von CAD/CAM, flächendeckende und einteilige Restaurationen zu erstellen, war jedoch aufgrund seiner Komplexität und Kosten auf dem Dentalmarkt nicht erfolgreich (Perng-Ru Liu, DDS, MS, DMD; and Milton E. Essig, 2008).

Den nächsten Meilenstein auf dem Gebiet der dentalen CAD/CAM-Technologie legten Dr. Walter Mörmann und Dr. Marco Brandestini mit der Entwicklung des innovativen *CEREC®-Systems* (Miyazaki *et al.*, 2009). CEREC steht für (computergestützte) Ceramic Reconstruction (Davidowitz and Kotick, 2011) und gilt als das erste kommerziell nutzbare dentale CAD/CAM-System (Perng-Ru Liu, DDS, MS, DMD; and Milton E. Essig, 2008). Es basiert auf der Idee, Zähne optisch zu scannen; dazu wurde die präparierte Kavität zuerst mit einer intraoralen Kamera direkt am Patient*innenstuhl vermessen, anschließend wurde mit einer Maschine aus einem Keramikblock ein passendes Inlay dazu gefräst, welches noch am gleichen Tag fertiggestellt und in die Mundhöhle eingesetzt werden konnte (Miyazaki *et al.*, 2009).

Als dritter Pionier auf dem Gebiet der CAD/CAM-Technologie ist zuletzt noch Dr. Matts Andersson zu nennen, welcher 1983 das titanbasierte (und damit hoch bioverträgliche) *Procera®-System* zur Herstellung hochpräziser Zahnkronen entwickelte (Davidowitz and Kotick, 2011). Er führte die CAD/CAM-Technologie in einem spezialisierten Verfahren als Teil eines Gesamtbearbeitungssystems ein und feierte damit weltweiten Erfolg, der noch bis in die späten 2000er-Jahre anhielt (Miyazaki *et al.*, 2009).

Inzwischen ist die CAD/CAM-Technologie zu einem nicht mehr wegdenkbaren Bestandteil der Zahnmedizin geworden, und findet auch in der Kieferorthopädie Einsatz, beispielsweise im Rahmen der Invisalign®, einer Behandlung, bei der Zahnstellungen mittels computerunterstützt entworfener und hergestellter, durchsichtigen Schienen korrigiert werden (Davidowitz and Kotick, 2011).

Es gibt bereits ausreichende Studien zu einzelnen Methoden und ihrer Relevanz im Klinikalltag, aber mit unterschiedlichen Ergebnissen. Ziel dieser Diplomarbeit ist daher die Untersuchung von Modellgussgerüsten, die an unserer Klinik mit 3D-Druckmethoden hergestellt wurden, und das Aufzeigen von Diskrepanzen zwischen zwei verschiedenen Herstellungsverfahren, die derzeit noch nicht in den Routinebetrieb Einzug gehalten haben. Im Speziellen wurde die Herstellung der Werkstücke eines Kunststoff-3D-Druckers (Asiga Pro 2) mit der eines Metall 3D-Druckers (Concept Laser) verglichen. Zur Analyse wurden einerseits digitale Vermessungstechniken mit Hilfe von Scans sowie spezieller Softwares verwendet, andererseits solche, die mit einer Schublehre analog durchgeführt wurden. Mögliche Verzerrungen, Verkleinerungen und Vergrößerungen sowie etwaige Fehlerquellen des Herstellungsverfahrens wurden dabei eruiert. Das Ziel dieser Arbeit war die Eingliederung des 3D-Druckverfahrens in den Routinebetrieb, sowie ein zukünftiger beschleunigter Arbeits- und Herstellungsprozess von Modellgussgerüsten durch neuartige

Methoden, mit einer Reduktion von möglichen Fehlerquellen, die durch konventionelle Techniken entstehen.

Um einen Rahmen zu bilden, sollen nun eingangs im ersten Kapitel die theoretischen Grundlagen der Untersuchung ausführlich dargelegt werden.

1.1 Der gesunde Zahnhalteapparat

Unter dem Begriff „Parodont“ (Zahnhalteapparat) werden vier verschiedene Weich- bzw. Hartgewebe zusammengefasst: Gingiva, Wurzelzement, Alveolarknochen sowie das Desmodont, welches die beiden letzten Strukturen miteinander verbindet. Diese Gewebe können jeweils in ihrer Funktion, Lokalisation und Struktur weiter differenziert werden (Wolf and Rateitschak, 2004):

Das Wurzelzement, welches sich an der Oberfläche befindet, kann als Teil des Zahnes sowie als Teil des Parodonts definiert werden. Man unterscheidet azelluläres, afibrilläres Zement (AAZ), azelluläres Fremdfaserzement (AFZ), zelluläres Eigenfaserzement (ZEZ) und zelluläres Gemischtfaserzement (ZGZ) (Wolf and Rateitschak, 2004). Der Alveolarfortsatz des Ober- und Unterkiefers ist eine Struktur, die sich bei der Bildung und während des Durchbruchs der Zähne mitentwickelt; ist also eine zahnabhängige Struktur, welche nach Verlust eines Zahnes zu einem großen Anteil atrophiert. Es lassen sich hier drei Strukturen unterscheiden: der eigentliche Alveolarknochen, die Spongiosa und die äußere Kompakta (Wolf and Rateitschak, 2004). Der Verbund zwischen Zähnen und Alveolen wird durch die bindegewebigen Befestigungsstrukturen gewährleistet. Zu diesen Strukturen gehören: gingivale Faserbündel und parodontale Faserbündel (Desmodont) (Wolf and Rateitschak, 2004). Das Desmodont ist dabei so aufgestellt, dass dieses durch eine gleichmäßige Beanspruchung vieler dieser kleinen Fasern okklusale und axiale Belastungen perfekt abfangen kann. Je größer die Wurzeloberfläche ist, desto mehr Fasern des Desmodonts können beansprucht werden (Hans H. Caesar, 2007).

Jede dieser Strukturen des Zahnhalteapparates muss in einem guten und gesunden Zustand sein, um den achsialen Belastungen, die während des Kauvorgangs entstehen, standhalten zu können (Hans H. Caesar, 2007). Kippen die Zähne, verliert man einen Zahn oder kommt es zu Entzündungen des Zahnhalteapparates, sind diese Belastbarkeiten vermindert, wobei selbst nach Rückgang bzw. Abheilung einer Entzündung die vollständige Belastbarkeit nicht mehr zurückgewonnen werden kann (Hans H. Caesar, 2007).

1.2 Die Bedeutung der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin

Zahnverlust hat, neben dem Verlust der adäquaten Funktion des stomatognathen Systems, verschiedenste negative Auswirkungen auf Patient*innen; die Aufrechterhaltung oder Wiederherstellung der Kaufunktion sollte daher das Hauptziel aller Zahnärzt*innen sein. Das Erreichen dieses Zieles beruht oft auf der Rekonstruktion der normalen Anatomie anhand verschiedener Kriterien, wie zum Beispiel der bilateralen Symmetrie (Bourdiol *et al.*, 2020), und kann durch die Anwendung moderner computergestützter Methoden erleichtert werden. Um die Bedeutung dieser Technologien für die Zahnmedizin in ausreichendem Maße darstellen zu können, soll daher zuallererst auf besagte Anatomie eingegangen werden, bevor die Auswirkungen von Zahnverlust sowie mögliche Ursachen desselben und potenzielle Risikofaktoren, die zu einem gestörten Gleichgewicht der Mundflora beitragen, ausführlich behandelt werden. Erst dann kann die Bedeutung einer optimalen Therapie und der Stellenwert der CAD/CAM-Technologie in der modernen dentalen Versorgung herausgearbeitet werden.

1.3 Ursachen für Zahnverlust

In den letzten 20 Jahren hat sich der Mundgesundheitsstatus von Erwachsenen weltweit stark verändert, was sich auch in einer veränderten Einstellung zur Mundgesundheit widerspiegelt.

Einblicke in den Zahnstatus und die Prävalenz der Zahnlosigkeit innerhalb der Bevölkerung gibt die fünfte deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V-2015), in der zufällig ausgewählte Teilnehmer*innen der Altersgruppen 35-44 Jahre und 65-74 Jahre klinisch untersucht wurden. Besonderes Augenmerk lag dabei auf der Beobachtung der Karies, denn auch wenn sich die kariesfreien Gebisse in den Jahren von 1997 bis 2014 verdoppelt haben, ist Karies nach wie vor einer der Hauptgründe für Zahnverlust. Bei der DMS-Untersuchung erwiesen sich 80% der 12-jährigen Kinder als kariesfrei, und gegenüber der im Jahr 1997 untersuchten 35- bis 44-Jährigen wies nur noch die Hälfte eine Karieserkrankung im Bereich der Zahnwurzel auf. Zudem zeigte sich bei den jüngeren Erwachsenen zwischen 35-44 auch ein Rückgang der Entzündungen des Zahnhalteapparates und somit ein Rückgang von schweren Parodontalerkrankungen um die Hälfte. Bei jüngeren Senior*innen (65- bis 74-Jährige) gab es ebenfalls einen retrograden Trend von Entzündungen des Zahnhalteapparates, obwohl mehr Zähne erhalten wurden. Nur noch jeder achte der jüngeren Senior*innen im Alter zwischen 65

und 74 besaß keine Zähne mehr, was verglichen mit dem Jahr 1997 auch eine Verbesserung bedeutet, da damals jeder Vierte zahnlos war. Im Schnitt besitzen jüngere Senior*innen daher fünf eigenen Zähne mehr als im Jahr 1997 (Jordan and Micheelis, 2016).

Eine andere Studie in Amerika ergab, dass der durchschnittliche Erwachsene über dem 20. Lebensjahr nur noch 24,9 verbleibende Zähne hat, und dass bei 43,7 % aller Erwachsenen in Amerika bereits ein Zahn extrahiert wurde. Personen über dem 65. Lebensjahr hatten in dieser Studie im Schnitt 18,9 verbleibende Zähne, 43,1 % von ihnen fehlten überhaupt sechs oder mehr davon (Campbell *et al.*, 2017).

In England fand die Adult Health Survey 2009 heraus, dass fast jeder Fünfte einen herausnehmbaren Zahnersatz trug, wobei keine Unterscheidung zwischen Totalprothesen und Teilprothesen stattfand. Grundsätzlich schlossen sie sich aber der Ansicht an, dass das allgemeine Gesundheitsbewusstsein sowie die gesundheitlichen Möglichkeiten und Standards dazu beitragen, dass die Menschen im Schnitt weniger Zähne verlieren und daher im Schnitt mehr Teilprothesen als Totalprothesen benötigen, um die Ästhetik und die Lebensqualität zu verbessern und ein Wandern der verbleibenden Zähne zu verhindern. In einer Diplomarbeit von Sebastian Sabitzer aus dem Jahr 2018 wurden 830 Patient*innen auf einen statistischen Zusammenhang von Zahnverlust und Alter untersucht. Das Ergebnis war, dass Männer im Vergleich zu Frauen 2,4 % mehr fehlende Zähne aufweisen, wobei Frauen mehr wurzelbehandelte und überkronte Zähne hatten (Campbell *et al.*, 2017; Sabitzer *et al.*, 2018)

Als Folge der erhöhten Zahnerhaltungsraten steigt allerdings auch die Prävalenz von Zahnerkrankungen bei älteren Erwachsenen in den meisten Ländern an (Allen, Da Mata and Hayes, 2019). Chronische Zahn- und Mundkrankheiten wie Karies und Parodontitis sind daher vor allem bei älteren Erwachsenen nach wie vor ein großes Gesundheitsproblem, und zählen, so sie nicht behandelt werden, zu den Hauptursachen für Zahnverlust (Weihrauch, 2002). Sie führen in weiterer Folge zu Zahnlosigkeit, einem Verlust der Kaufunktion, schlechtem Ernährungszustand sowie zu einem Verlust des Selbstwertgefühls, sozialen Schwierigkeiten und damit einhergehend verminderter Lebensqualität (Tonetti *et al.*, 2017).

Gerade weil sie in frühen Stadien oft keine Symptome erzeugen, im fortgeschrittenen Stadium aber zu oralen Entzündungen wie Gingivitis, Parodontitis und Zahnwanderungen bis hin zum Zahnverlust führen (Gerritsen *et al.*, 2010), führen kavitierte Kariesläsionen, schwere Parodontitis und der daraus resultierende Zahnverlust zu einer Krankheitslast, die

im Jahr 2015 auf 12.900.000 behinderungs- bzw. krankheitskorrigierte Lebensjahre geschätzt wurde – das sind etwa 2 % der gesamten Krankheitslast der menschlichen Krankheiten (Tonetti *et al.*, 2017).

In einer Studie über die globale Krankheitslast von Kassebaum et al wurde berichtet, dass unbehandelte Zahnkaries die häufigste nicht übertragbare Krankheit weltweit ist. Er nennt drei Altersgruppen, bei welchen die Prävalenz besonders hoch ist, nämlich im Alter von sechs, 25 und 70 Jahren (Allen, Da Mata and Hayes, 2019).

Das Auftreten von Karies in der menschlichen Entwicklung durchlief mehrere Stadien, vom sporadischen bis hin zum epidemischen Auftreten. Basierend auf archäologischen Forschungen, die in Frankreich, Griechenland, Dänemark und Großbritannien durchgeführt wurden, wird geschätzt, dass in den europäischen Ländern in den ersten 4000 Jahren v.Chr. die Kariesprävalenz bei 2 bis 10 kariösen Läsionen je 100 Zähne lag, und 1000 Jahre v.Chr. auf 24 kariöse Läsionen je 100 Zähne anstieg, was laut einer Studie von Sarić et al am ehesten mit der Einführung von zuckerhaltigen Speisen in die Ernährung der Menschen in diesen Gebieten korrelieren dürfte (Sarić *et al.*, 2020).

Parodontitis ist eine entzündliche, chronische Erkrankung des gingivalen Weichgewebes und des Zahnhalteapparates, welche durch Bakterien, die den subgingivalen Biofilm bilden, ausgelöst wird. Durch diesen Biofilm kommt zu einer entzündlichen Reaktion und in weiterer Folge zu Blutungen des gingivalen Weichgewebes, Knochenschwund, Attachmentverlust sowie im schlimmsten Fall zu Zahnverlust. Ausgelöst wird die Erkrankung durch multiple Faktoren, erhält aber auch eine negative Beeinflussung durch verschiedene Sekundärfaktoren wie erworbene Reize (Rauchen) oder iatrogene Reize (überstehende Füllungsrande), die in weiterer Folge zu einer Gingivitis führen können (Schwalbach, 2020) und welche wiederum stark durch sozioökonomische Faktoren wie das eigene Gesundheitsbewusstsein und auch durch den Zugang zur Gesundheitsversorgung bestimmt werden (Buchwald *et al.*, 2013).

Eine Studie aus dem Jahr 2020 von Sarić et al, bei der 800 Patient*innen untersucht wurden, die regelmäßig die zahnärztliche Ambulanz aufgrund von Zahnlosigkeit und entsprechender prothetischer Behandlung aufsuchten, zeigte, dass die Zahnlosigkeit bei Zeitarbeiter*innen und Renter*innen signifikant höher war, was einen Einfluss des soziologischen Status auf die Zahngesundheit der Patient*innen vermuten lässt (Sarić *et al.*, 2020).

Zudem spielt gerade bei Rentner*innen natürlich auch das Alter eine signifikante Rolle: Das Auftreten von altersbedingter oraler Trockenheit (Hyposalivation) reduziert die Wirksamkeit auf Bakterien, die orale Krankheiten verursachen, und erhöht damit sowohl das Risiko für Parodontitis, als auch für Karies und damit für Zahnverlust im Allgemeinen (Allen, Da Mata and Hayes, 2019).

Hinzu kommt noch eine alters-, aber auch personenbedingte Abnahme der für die orale Hygiene essentiellen Geschicklichkeit (NU Zitzmann - Deutscher Ärzte-Verlag, 2004) und die Vernachlässigung von Zahnärzt*innenbesuchen, welche für eine frühzeitige Diagnose mittels herkömmlicher Diagnostikmethoden, aber auch neuerer technischer Verfahren essentiell wären (Ibrahim Dincer Pouria Ahmadi, 2019). Laut einer Studie sind auch Faktoren wie das Geschlecht für verschiedene Autoren einer der Schlüsselfaktoren für teilweise Zahnlosigkeit, da Frauen ein größeres Bewusstsein für eine gute Wiederherstellung der Kaufunktion haben und größeren Wert auf ihr Erscheinungsbild sowie auf ihre Gesundheit legen (Bharathi *et al.*, 2015).

Eng verwandt mit den sozioökonomischen Faktoren sind zudem die Lifestyle-assoziierten Risikofaktoren wie Rauchen und Ernährung, aber auch Diabetes Mellitus, der bei inadäquater Einstellung zu einer Verschlechterung der parodontalen Situation und in weiterer Folge zu erhöhtem Zahnverlust führen kann. So wurde gezeigt, dass bei einem HbA1c von über 8 % bei jeder*jedem vierten Diabetiker*in und bei einem HbA1c von über 10 % bei jedem*jeder dritten ein Zahnverlust besteht (Stiefelhagen, 2016).

Eine teilweise oder vollständige Zahnlosigkeit ist definiert als ein Krankheitszustand im Mund der Patient*innen nach Exzision eines, mehrerer oder aller Zähne in einem oder beiden Kiefern (Sarić *et al.*, 2020). Zahnverlust kann sowohl bei alten als auch bei jungen Patient*innen vorkommen (NU Zitzmann - Deutscher Ärzte-Verlag, 2004) und ist in den meisten Fällen Teil eines therapeutischen Behandlungsplans, bei dem Ärzt*innen einen Zahn (nach Beurteilung der Einzelprognose dieses Zahns) aufgrund einer akuten oralen Erkrankung (zum Beispiel akute apikale Parodontitis) oder einer chronischen oralen Erkrankung (zum Beispiel parodontaler Stützverlust aufgrund von schwerer Parodontitis oder nicht restaurierbaren kariesbefallenen Zähnen), entfernen muss (Tan, Peres and Peres, 2016). Als Ursache kommen dafür, wie oben beschrieben, Karies und parodontale Probleme infrage, aber auch Traumen, impaktierte oder überzählige Zähne, und neoplastische sowie zystische Läsionen (Jeyapalan and Krishnan, 2015); Anodontie meist zusammenhängend mit ektodermalen Entwicklungsstörungen als genetische Ursache ist nur sehr selten der Grund für Zahnlosigkeit (NU Zitzmann - Deutscher Ärzte-Verlag,

2004). Die häufigste Ursache für den Verlust der Zähne ist und bleibt Zahnkaries, die, wenn nicht rechtzeitig behandelt, zu einer weitgehenden Zerstörung nicht nur der Zahnkrone, sondern auch der Zahnwurzel und des Knochens führen kann (Sarić *et al.*, 2020). Der Verlust von Zähnen führt dabei nicht nur zu einer Verzerrung des äußeren Erscheinungsbildes, des orofazialen Systems und manchmal auch der Gesichtssymmetrie (Sarić *et al.*, 2020), sondern auch zu verschiedenen klinischen Nachteilen und zu einer Beeinträchtigung des Lebensstils der Patient*innen.

Klinisch gesehen zeigt ein durch Parodontitis geschädigtes Gebiss eine allgemein erhöhte Zahnbewegung, die durch den Verlust eines Zahnes verstärkt wird. Wie zügig diese Wanderung im Endeffekt ist, hängt von der Anzahl der verlorenen Zähne und vom Zustand des Zahnhalteapparates ab (Hans H. Caesar, 2007); jedoch führt schon der Verlust nur eines Zahnes zu weniger Stabilität der Zahnreihe und zum Fehlen des antagonistischen Gegenzahnes. Dadurch kommt es zu Verschiebungen und Verkippungen der benachbarten Zähne, einer Elongation der entgegengesetzten Zähne, zu Veränderungen der Sprache, zum Abbau des Alveolarknochens, zu verschiedenen Veränderungen im Gesicht und zu temporo-mandibulären Störungen (Jeyapalan and Krishnan, 2015), wobei auch hier der Grad der Einschränkung der Kaufähigkeit abhängig ist von der Anzahl der verlorenen Zähne (Hans H. Caesar, 2007). Aufgrund des Verlusts der Funktionsfähigkeit kommt es zu einer Einschränkung der Lebensqualität durch die damit verbundenen Schmerzen und das Leiden (Tan, Peres and Peres, 2016), und beeinträchtigt somit nicht nur die psychische Gesundheit des Einzelnen, sondern auch die Ästhetik, die Phonetik und die funktionelle Okklusion (Akinyamoju *et al.*, 2019). In Bezug auf den Lebensstil führt teilweise Zahnlosigkeit zudem zu gezwungenen Diäten, welche mit Gewichtsverlust einhergehen, und beeinflusst daraus folgend das Selbstbewusstsein und die sozialen Kontakte negativ (Jeyapalan and Krishnan, 2015).

1.4 Versorgung teilbezogener Patient*innen

Für die Belastung eines Lückengebisses ist also der parodontale Zustand entscheidend, aber auch die Stellung und die Anzahl der verbleibenden Zähne im Kiefer. Um eine adäquate Versorgung eines teilbezogenen Mundes gewährleisten zu können und die Kommunikation, Diskussion und das Verständnis der aktuellen Behandlung mit Kolleg*innen, Student*innen und Zahntechniker*innen zu erleichtern, ist eine korrekte Topografie bzw. Klassifikation der Zahnlosigkeit vonnöten (Bharathi *et al.*, 2015), welche die Lage der verschiedenen typischen Zahngruppen nach teilweisem Zahnverlust

beschreibt (Hans H. Caesar, 2007). Wichtig ist dabei aber nicht nur die Anzahl der verbliebenen Zähne, sondern auch die Anordnung dieser. So können zwei Zähne, die seitengleich zueinanderstehen, wie zum Beispiel die Eckzähne im Oberkiefer, einen wesentlich besseren Nutzen haben als zwei Zähne, die nebeneinander stehen (Hans H. Caesar, 2007).

Es gibt verschiedene Methoden, ein Lückengebiss einzuteilen (Jeyapalan and Krishnan, 2015). Die einfachste Klassifizierung ist die nach Wild. Nach ihm unterscheidet man:

- A) Die unterbrochenen Zahnreihen: einseitig, beidseitig, mehrfach.
- B) Die verkürzten Zahnreihen: einseitig und beidseitig.
- C) Die unterbrochene und gleichzeitig verkürzte Zahnreihe.

Die Anzahl der fehlenden Zähne spielt bei dieser Einteilung keine Rolle (Hans H. Caesar, 2007).

Andere wichtige Namen sind beispielsweise Kennedy, Applegates, Avant, Neurohar, Eichner und ACP, wobei die Kennedy-Klassifizierung als weit verbreitete und von den zahnärztlichen Mitarbeitern akzeptierte Methode gilt (Jeyapalan and Krishnan, 2015).

Die Kennedy-Methode wurde ursprünglich 1925 von Edward Kennedy vorgeschlagen und erlaubt die sofortige Visualisierung eines Lückengebisses sowie eine frühzeitige Unterscheidung von zahn- oder weichgewebsunterstützten Fällen (Bharathi *et al.*, 2015). Nach seiner Einteilung gibt es vier Typen des Lückengebisses: Klasse I, Klasse II, Klasse III und Klasse IV (Abbildung 2) (Jeyapalan and Krishnan, 2015).

Jede der vier Kennedy-Klassen bezieht sich auf einen einzelnen zahnlosen Bereich, außer Klasse I, die sich auf bilaterale posterior erweiterte zahnlose Bereiche bezieht (Bohnenkamp, 2014). Hauptmerkmal der Kennedy-Klasse 1 ist die doppelseitig verkürzte Zahnreihe. Diese kann darüber hinaus einfach oder mehrfach unterbrochen sein. Die Kennedy-Klasse 2 beschreibt die einseitig verkürzte Zahnreihe. Auch bei dieser können zusätzlich einfache oder mehrfache Unterbrechungen der Zahnreihe vorliegen. Die Kennedy-Klasse 3 beschreibt die einfach oder mehrfach unterbrochene Zahnreihe und die Kennedy-Klasse 4 die frontal unterbrochene Zahnreihe. Wenn beidseitig nur noch die Zähne 7 und/oder 8 in einem Kiefer stehen, so spricht man auch von der Topographie der Kennedy-Klasse 4 (Hans H. Caesar, 2007). Einer Studie nach Charyeva *et al* zufolge kommt die Kennedy-Klasse 3 am häufigsten im Ober- und Unterkiefer vor, während Kennedy Klasse 4 die seltenste ist (Charyeva, Altynbekov and Nysanova, 2012) AI Dwairi ZN *et al.* zeigen zudem, dass die Kennedy-Klassen 2 und 3 häufiger bei Männern als bei Frauen auftreten (Jeyapalan and Krishnan, 2015).














	Klasse I	Klasse II	Klasse III	Klasse IV
Merkmale der Klassen				
Untergruppe 1				
Untergruppe 2				
Untergruppe 3				

Abbildung 2: Klassifizierung der Kennedy-Klassen (Hans H. Caesar, 2007)

In einer Arbeit in Kasachstan, durchgeführt von Nysanova, wurde die Prävalenz verschiedener Typen des Lückengebisses und die Qualität der prothetischen Versorgung evaluiert. Es gab aber keine Daten über die verschiedenen Tragegewohnheiten.

In der Studie wurden 250 Patient*innen mit Lückengebiss vom 18. bis zum 69. Lebensjahr klinisch untersucht. 40 % dieser Patient*innen wurden schon davor mit einer herausnehmbaren Prothese in verschiedenen zahnärztlichen Kliniken bzw. von Zahnärzten behandelt. Nur 51 % der Prothesen waren zufriedenstellend. Der Autor schlussfolgerte daraus, dass die häufigsten Fehler ein nicht ausreichend tief gesetztes Zwischenglied und ein falsch ausgewähltes Klammerdesign waren (Charyeva, Altynbekov and Nysanova, 2012). Die meisten klassischen Designs für die vier Kennedy-Klassen von herausnehmbaren Zahnersätzen basieren auf drei Grundprinzipien: Abstützung, Stabilität und Retention (Bohnenkamp, 2014). Einerseits benötigt man ausreichend viele Pfeilerzähne, die man statisch günstig verteilt, und andererseits sind die parodontalen Verhältnisse nicht zu vernachlässigen (König, 2000).

Die moderne Zahnmedizin bietet viele Optionen für die Wiederherstellung teilbezahlter Mäuler (Akinyamoju *et al.*, 2019), einschließlich konventioneller und implantatgetragener

Prothesen. Die einzelnen Möglichkeiten sind dabei limitiert von allgemeinen und oralen Einschränkungen, sowie von der finanziellen Situation (Pellizzer *et al.*, 2012), haben aber heutzutage immer den Erhalt der natürlichen Zähne zum Ziel, was insgesamt zu einem progressiven Rückgang der Totalprothesen und zu einer Zunahme der Teilprothesen geführt hat. Der Ersatz fehlender Zähne sollte dabei immer patient*innenorientiert erfolgen, und mögliche Risiken und Unannehmlichkeiten minimieren (Niarchou *et al.*, 2011). Um dies zu erreichen ist es essentiell, den Zahnersatz und dessen Design bestmöglich an die Bedingungen im teilbezahnten Kiefer anzupassen (Bharathi *et al.*, 2015).

Patient*innen wünschen sich üblicherweise einen festsitzenden Zahnersatz, da durch ihn unter anderem Ästhetik, optimale Funktion, Phonetik, erleichterte Pflege und Komfort garantiert werden können (König, 2000). Es gibt verschieden Formen der prothetischen Therapie, die infrage kommen, um ein Lückengebiss ordnungsgemäß zu versorgen: fixe Prothesen, herausnehmbare Prothesen und implantatunterstützte prothetische Konstruktionen (Charyeva, Altynbekov and Nysanova, 2012). Worauf die Wahl fällt, hängt von verschiedenen Faktoren ab. Die kostengünstigste Variante stellen herausnehmbare Teilprothesen dar – sie sind eine der beliebtesten und am weitesten verbreiteten Behandlungsoptionen für den Ersatz fehlender Zähne (Nishiyama *et al.*, 2020) und damit eine sehr gute Alternative zu fixen Prothesen oder Implantaten (Tribst *et al.*, 2020). Mehr als 13 % der Erwachsenen in Nordamerika und Europa tragen beispielsweise herausnehmbare Zahnersätze in verschiedensten Ausführungen (Almufleh *et al.*, 2018).

Herausnehmbare Teilprothesen sollen die Funktionen der Sprache, des Kauens und der Deglutition wiederherstellen, das Aussehen verbessern, die verbleibenden Zähne und das Stützgewebe der Patient*innen erhalten und allgemein zur normalen Funktion des stomatognathen Systems beitragen (Niarchou *et al.*, 2011). Im Vergleich zu Brücken und Implantaten erfolgt dies ohne exzessive chirurgische Behandlung/Entfernung der Restzähne, und kann daher umfangreich bei Patient*innen mit unterschiedlichen gesundheitlichen Problemen eingesetzt werden (Nagayama *et al.*, 2020). Außerdem sind sie, wie eingangs erwähnt, preiswerter, können außerdem auch als provisorische Prothesen verwendet werden und ermöglichen eine bessere und adäquatere Hygiene für Patient*innen (Campbell *et al.*, 2017). Darüber hinaus können herausnehmbare Teilprothesen nach einem zukünftigen Zahnverlust leicht modifiziert werden, sodass die Patient*innen ihre orale Funktion beibehalten können (Nagayama *et al.*, 2020).

Szenarien, für welche herausnehmbare prothetische Versorgungen am besten geeignet sind, wären die Wiederherstellung des Hart- und Weichgewebes, eine ästhetische Unterstützung für die orofazialen Strukturen, Übergangsprothesen und weitspannige Zahnlücken (Campbell *et al.*, 2017). Um verschiedenen Problemen mit distaler Verlängerung aus dem Weg zu gehen, sollte man bereits bei der Versorgung des beeinträchtigten und kranken Kiefers daran denken, die Zähne im Seitenzahnbereich so gut wie möglich zu erhalten (Sadek and Elawady, 2019), damit ein guter und langer Halt der prothetischen Versorgung garantiert werden kann. Eine akkurate Evaluation der Pfeilerzähne, die Position dieser sowie die Präparation und Anpassung derselben an das metallische Gerüst der Teilprothese sind essentielle Vorgänge – im Rahmen einer konventionellen prothetischen Behandlung – die auch für einen langfristigen Erfolg für die prothetische Versorgung sprechen (Campbell *et al.*, 2017).

Sind allerdings zu wenige Pfeilerzähne vorhanden oder will man eine Präparation von kariesfreien Zähnen verhindern, so ist ein implantatgetragener Zahnersatz eine optimale Lösung, um Kieferabschnitte feststehend zu behandeln – oder ein herausnehmbarer, dentalgingival-getragener Zahnersatz, um die Kieferabschnitte zu versorgen (König, 2000). Auch bei Situationen, welche ein Freieinde aufweisen, wie bei Kennedy-Klasse 1 und 2, ist die Erfolgsrate niedriger als bei Situationen mit Zahnunterstützung (Tribst *et al.*, 2020). Besonders schwierig ist zudem die Unterstützung der distalen Verlängerung bei zahnlosen Alveolarkämmen. Diese sind nämlich verschiedenen Einwirkungen wie vertikalen, horizontalen Bewegungen und Drehbewegungen ausgesetzt, welche die Stabilität und die Retention der Prothese beeinträchtigen (Tribst *et al.*, 2020). Außerdem ergibt sich in diesem Fall ein Problem mit der Komprimierbarkeit zwischen dem parodontalen Ligament der Pfeilerzähne und dem bedeckenden Mukoperiost des Alveolarkamms: Distale Rotationen dienen als Hebelpunkt, führen zu aushebelnden Bewegungen, die die Weichteile komprimieren, und generieren Verschiebungen der distalen Verlängerung von abnehmbaren Teilprothesen (Tribst *et al.*, 2020). Aufgrund dieses Unterschiedes kommt es zu rotierenden Bewegungen, welche die Prothesenbasis bewegen und gleichzeitig zu exzessiven Drehbewegungen der Pfeilerzähne führen können (Sadek and Elawady, 2019). Diese Bewegung führt wiederum zu ungewollten horizontalen Kräften, fördert ungewollten Knochenumbau und kann im schlimmsten Fall zum Verlust der unterstützenden Zähne führen. Um dies zu verhindern, sollte besser zu osseointegrierten Implantaten gegriffen werden, die in den zahnlosen Bereichen das biomechanische Verhalten verbessern. Diese Implantate dienen dazu, abnehmbare Teilprothesen adäquat zu unterstützen, und zielen

darauf ab, Komfort, Unterstützung, Retention, Stabilität und eine bessere Prognose für Pfeilerzähne zu liefern (Tribst *et al.*, 2020).

1.5 Herstellung einer Teilprothese

1.5.1 Anforderungen an eine Teilprothese

Eine retrospektive Studie von Koyama *et al* im Jahr 2010, welche in einem Zeitraum von fünf Jahren, 67 Patient*innen mit 90 herausnehmbaren Zahnersätzen behandelte, ergab, dass 39 % der herausnehmbaren Teilprothesen innerhalb von fünf Jahren nach der Versorgung nicht mehr getragen wurden (Koyama *et al.*, 2010; Kim, 2019). Ein primäres Anliegen, wenn man einen herausnehmbaren Zahnersatz konstruiert, ist daher die Patient*innenzufriedenheit (Sadek and Elawady, 2019). Dazu kommen biologische, mechanische, ästhetische und physiologische Faktoren, welche mit der Akzeptanz der Prothese sowohl durch die Patient*innen als auch durch die Behandler*innen korrelieren (Pellizzer *et al.*, 2012).

Zu den wichtigen Zielen im Rahmen des Designs einer Teilprothese zählen daher eine Verbesserung der Phonetik, Mastikation und Ästhetik sowie der Erhalt der verbliebenen Strukturen (Sadek and Elawady, 2019). Das Gerüstdesign, der Komfort und die ästhetischen Gegebenheiten sollten außerdem die Ansprüche der Patient*innen erfüllen, um eine adäquate Patient*innen-Compliance sicherzustellen. Sind herausnehmbare Prothesen nicht adäquat, werden sie nicht nur nicht getragen, sondern können auch, so sie getragen werden, schädlich für die Patient*innen sein, indem sie übermäßig Kräfte auf den Kieferkamm übertragen und so das Fortschreiten einer Knochenatrophie bedingen (Kim, 2019). Hinzu kommen noch weitere Probleme, die den Knochenabbau und die Zahnmobilität beschleunigen: Bei der Verwendung von herausnehmbaren Prothesen kommt es erwiesenermaßen zu erhöhten Plaqueakkumulationen, was wiederum direkt zu einer höheren Kariesinzidenz bei Patient*innen mit herausnehmbaren Teilprothesen beiträgt (Kim, 2019). Aus diesem Grund ist ein aufmerksames Gerüstdesign, welches die Plaqueanlagerung minimiert und günstige biomechanische Kräfte aufweist, essentiell, außerdem kontinuierliche Pflege und ausgezeichnete Mundhygiene durch die Patient*innen, um das langfristige Überleben der Prothese, der Pfeilerzähne und des Zahnhalteapparates zu sichern (Kim, 2019). Ein weiterer wichtiger Punkt ist auch das Ausmaß der Zahnbewegung unter herausnehmbaren Teilprothesen in Abhängigkeit vom Design: Mehrere In-Vitro-Studien kamen zu dem Ergebnis, dass die Retentionskraft einer

Klammer durch simuliertes Einsetzen und Herausnehmen von Teilprothesen über die Zeit reduziert wird. Auch In-Vivo-Studien zeigten, dass Klammern fünf Jahre nach dem Einsetzen des herausnehmbaren Zahnersatzes einen leichten, aber signifikanten Anstieg der gingivalen Rezession verursachten. Dies deutet darauf hin, dass Destabilisierungen oder Veränderungen an den Teilprothesen die verbleibenden Zähne nachhaltig schädigen können, vor allem bei langfristiger Verwendung (Nagayama *et al.*, 2020). Das Design eines herausnehmbaren Zahnersatzes und ihre Konstruktion ist daher von essenzieller Bedeutung.

1.5.2 Design herausnehmbarer Teilprothesen

Um eine optimal gestaltete und komfortable Teilprothese herzustellen, bedarf es der richtigen Diagnose, Planung und Herstellung dieser. In einer Studie von Campbell et al aus dem Jahr 2017, die Daten zur Behandlung von partieller Zahnlosigkeit zusammenfasste, kamen die Forscher*innen zu dem Ergebnis, dass fast 40 % der Patient*innen ihre abnehmbare Teilprothese nicht mehr trugen – aufgrund von Faktoren wie Soziodemographie, Schmerzen, Ästhetik sowie des Designs, welches einen signifikanten Einfluss auf den Behandlungserfolg hatte (Campbell *et al.*, 2017).

Grundlegende Designüberlegungen für einen herausnehmbaren Zahnersatz erfordern in erster Linie die Berücksichtigung der verbleibenden Zähne, des Hart- und Weichgewebes und des Restkamms (Bohnenkamp, 2014). Geht man ins Detail, sind folgende Überlegungen von Bedeutung: Der enge Kontakt zwischen dem Metallgerüst und den Pfeilerzähnen sowie eine adäquat angepasste und verlängerte Prothesenbasis an die stützende Schleimhaut sorgen für den nötigen Halt, die Stabilität und die Retention, die für herausnehmbare Teilprothesen notwendig sind (Soltanzadeh *et al.*, 2019).

Eine Auflage dient in erster Linie als vertikale Stütze für die Teilprothese, und verhindert so Bewegung in Richtung des Gewebes, sorgt für eine gute Positionierung in der Mundhöhle und für eine Reproduzierbarkeit aller anderen Komponenten des abnehmbaren Zahnersatzes. Jede Präparation muss dabei frei von scharfen Winkeln und mit glattem Abschluss sein (Kim, 2019).

Auch die Klammern und Metallrahmen herausnehmbarer Teilprothesen müssen hohen Anforderungen entsprechen, damit sie den Kaukräften widerstehen und für Stabilität, Biokompatibilität, hohe Qualität und hohe Steifigkeit sorgen, sollten aber gleichzeitig möglichst filigran konstruiert sein, um eine maximale Patient*innenzufriedenheit zu garantieren, da die adäquate Funktion eines abnehmbaren Zahnersatzes vor allem auch von ihrem akzeptablem Sitz abhängt (Arnold *et al.*, 2018).

Wesentlich ist auch die Konstruktion des großen Verbindungsstückes bei Versorgungen im Oberkiefer, welches die Komponenten der Prothese von einer zur anderen Seite desselben Bogens verbindet. Bei den Anforderungen ist dabei vor allem eine hohe Steifigkeit zu beachten, um für eine bogenübergreifende Stabilität zu sorgen, die zu einer effektiven Verteilung der okklusalen Kräfte auf die unterstützenden Zähne, den Knochen und das Weichgewebe führt (Kim, 2019). Flexibilität würde sich an dieser Stelle nachteilig auf die Stabilität und den Halt der Prothese auswirken, da sich so die Kräfte auf einzelne Zähne und Bereiche zahnloser Restkämme konzentrieren würden, und andere Komponenten der Prothese ihren Zweck nicht erfüllen könnten. Abschließend kommen noch Nebenverbinder hinzu, diese verbinden die anderen Komponenten der Prothese mit dem Hauptverbinder. Auch sie sollten nicht zu flexibel sein (Kim, 2019).

Um all diesen Ansprüchen gerecht zu werden, ist eine genaue und individuell an die Patient*innensituation angepasste Planung und Herstellung der Prothesen essentiell (Campbell *et al.*, 2017). Traditionell umfasste eine solche Herstellung die Anfertigung von Gipsabdrücken, außerdem die Beurteilung und geometrische Charakterisierung des Zahnes sowie die sorgfältige Herstellung des Teilprothesen-Gerüsts mit einer direkten Wachsmethode (Soltanzadeh *et al.*, 2019). Da das Wachsausschmelzungsverfahren jedoch ein aufwändiger und, aufgrund der hohen Anzahl der Zwischenschritte, auch fehleranfälliger manueller Prozess ist (Almufleh *et al.*, 2018), hat sich in den letzten Jahren vorwiegend die computer-aided-design- sowie computer-aided-manufacturing-Methode (CAD/CAM-Methode) für die Herstellung verschiedener Zahnersatzarten etabliert, wobei sie aber noch keinen Eingang in den Routinebetrieb gefunden hat (Soltanzadeh *et al.*, 2019).

1.5.3 Material herausnehmbarer Teilprothesen

Zur Herstellung einer Zahnprothese kommen unterschiedliche Materialien infrage. Grundlegend unterscheidet man zwischen einem Gerüst auf Metall- oder Kunststoffbasis (Campbell *et al.*, 2017). Traditionell werden herausnehmbare Zahnersätze auf Metallbasis gefertigt, bevorzugt aus Kobalt-Chrom-Legierungen (Vitallium) oder Nickel-Chrom-Legierungen (Ticonium) (Kim, 2019). Aufgrund der hohen Gießtemperatur gilt die konventionelle Herstellung des Gerüsts durch das Wachsausschmelzungsverfahren als sehr kompliziert und aufwendig (Nishiyama *et al.*, 2020).

In den letzten Jahren wurden daher mehrere neue Methoden und Materialien zur Herstellung von herausnehmbaren Zahnersätzen entwickelt, mit Verbesserungen bei

polymerbasierten Materialien sowie auch der digitalen Herstellungsmethoden (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020). Durch Laser-Sintern hergestellte Kobalt-Chrom-Legierungen bieten zahlreiche Vorteile für den intraoralen Einsatz, wie zum Beispiel eine hohe Festigkeit und gutes Verhalten bei hohen Temperaturen ohne Verformung – es verhindert zudem gussbedingte Fehler und Porosität in den Legierungsgerüsten, ist aber anderen Methoden nicht zweifelsfrei überlegen, da die mechanischen Eigenschaften nicht nur von der Fertigungstechnik, sondern auch von zahlreichen anderen Faktoren wie den Legierungsbestandteilen, dem Herstellungsprozess, der Porosität und der Wärmebehandlung abhängig sind, was einen Vergleich oft schwierig macht (Segbaya, 2014).

Unabhängig vom Fertigungsverfahren bieten Metallgerüste jedoch allesamt eine hohe Festigkeit und Steifigkeit, eine gute Wärmeleitfähigkeit, Elastizität und auch intraorale Biokompatibilität (Kim, 2019). Weitere Vorteile sind, dass sie korrosionsbeständig sind, für Dünnschnitte verwendet werden können, nicht so sperrig sind und Designs ermöglichen, die die marginale Gingiva nur minimal bedecken (Campbell *et al.*, 2017). Trotz aller Vorteile erfreut sich das Metallgerüst allerdings immer weniger Beliebtheit, obwohl es zwar kostengünstig und hervorragend verarbeitbar ist, durch die Metallklammern jedoch als unästhetisch gilt, ein erhöhtes Gewicht hat sowie bei manchen Patient*innen allergische Reaktionen hervorrufen kann (Kim, 2019). In den letzten Jahren wurden daher mehrere neue Methoden und Materialien zur Herstellung von herausnehmbaren Zahnersätzen entwickelt. Die Verbesserungen betrafen vor allem polymerbasierte Materialien wie Nylon, Polyan oder Polyetheretherketone. Letztere werden zum Beispiel als PEEK-Implantate, PEEK-Obturatoren oder als PEEK-Teilprothesengerüste eingesetzt und weisen ein relativ niedriges Elastizitätsmodul von 3 bis 4 GPa auf, welches dem des menschlichen Knochens sehr ähnlich ist, sowie ähnliche Festigkeitseigenschaften wie Knochen, Schmelz und Dentin hat. Diese Eigenschaften, die sehr nahe an die Gewebe des menschlichen Organismus herankommen, machen PEEK zu einem passenden und beliebten Material für festsitzende und abnehmbare Prothesen. Außerdem sind kunststoff-gedruckte Materialien ausbrennbar und können anschließend gegossen werden (Ye *et al.*, 2018).

1.6 CAD/CAM-Technologie

Nicht nur die Neuentwicklung bei Materialien, sondern auch die digitalen Herstellungsmethoden (CAD/CAM-Methoden) haben sich in den letzten Jahren verändert und versprechen eine erhöhte Biokompatibilität, Haltbarkeit, Elastizität, sowie ästhetisch hochwertigere und kostengünstigere Ergebnisse (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020). Computer-aided-design- und computer-aided-manufacturing-Techniken werden in der Zahnmedizin seit Jahrzehnten verwendet und bieten verschiedene Vorteile (Ye *et al.*, 2018) Mehrere Studien berichten über die erfolgreiche Anwendung dieser digitalen Techniken zur Abformung, Kieferregistrierung, Anordnung von künstlichen Zähnen, zum Design der Prothesenbasen sowie zur Herstellung von Prothesenbasen und künstlichen Zähnen (Nishiyama *et al.*, 2020), aber auch zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz, für Okklusionsschienen und chirurgische Implantatführungen (Arnold *et al.*, 2018). Sie ergänzen damit momentan konventionelle, analoge Abläufe, haben diese jedoch noch nicht vollständig ersetzt (Nishiyama *et al.*, 2020). In den letzten Jahren wurden diese additiven Fertigungstechnologien vermehrt in die Fertigung zahnärztlicher Prothesen integriert, besonders von abnehmbaren Teilprothesen. Dieser digitale Arbeitsablauf mit dem Scannen und vollständigen Planen der Prothese ist sehr populär für die Herstellung von Gerüsten für herausnehmbare Zahnersätze geworden. Oft wird er auch mit der Wachsausschmelztechnik kombiniert (Carneiro Pereira *et al.*, 2020).

Schnelle Fortschritte in additiven und subtraktiven Verfahren eröffneten viele neue Wege bei der Herstellung von herausnehmbaren Teilprothesengerüsten (Tregerman *et al.*, 2019), und können eine verbesserte Qualität, erweiterte Möglichkeiten, sowie eine erhöhte Benutzerfreundlichkeit der Prothesen bieten. Diese wären besonders für jene Patient*innen interessant, die eine schnellere, genauere und funktionell effizientere prothetische Rehabilitation suchen (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020).

Gerüste für Teilprothesen können durch Subtraktion oder Addition hergestellt werden (Carneiro Pereira *et al.*, 2020). Frühe computer-aided-design- und computer-aided-manufacturing-Systeme basierten ausschließlich auf subtraktiven Methoden; in jüngster Zeit haben additive Methoden mit dem Rapid Prototyping (RP), wie es seit den 1990er Jahren zur Herstellung komplexer 3D-Modelle in der Medizin eingesetzt wird, in verschiedenen Bereichen der Zahnmedizin sowie der Zahnheilkunde jedoch immer mehr an Bedeutung gewonnen, da sie das Potenzial haben, die möglichen Nachteile der subtraktiven Verfahren, wie den erhöhten Materialabfall, zu überwinden (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020).

Weitere 3D-Drucktechniken sind Stereolithographie (SLA), digitale Lichtprojektion (DLP), Jet-Druck, fused deposition Modellierung (FDM) und selektives Laserschmelzen (Carneiro Pereira *et al.*, 2020).

1.6.1 Additive Herstellungsverfahren

Der 3D-Druck oder rapid prototyping bezeichnet den Druck dreidimensionaler Objekte und ist ein Verfahren der additiven Fertigung (Fastermann, 2012). In den letzten Jahren kam es zu einer Revolution dieses sich rasant entwickelnden Verfahrens, welches letztendlich auch in die Medizin Einzug gehalten hat. Anwendung findet der 3D-Druck in der Medizin in einem großen Spektrum; er lässt sich in mehrere große Kategorien unterteilen: (Lee Ventola, 2014)

- Gewebe- und Organgewinnung („bioprinting“)
- Maßgeschneiderte Prothesen, Implantate oder anatomische Modelle
- Pharmazeutische Entwicklungen.

Vorteile zeigen sich vor allem in der Individualisierung/Personalisierung, Kosteneffizienz sowie in einer erhöhten Produktivität (Lee Ventola, 2014).

Die Entwicklung der modernen additiven Fertigungsverfahren erfolgte in den 1980er Jahren mit dem Ziel, CAD-Daten direkt in Werkstücke oder Muster umzusetzen – ohne dafür manuelle Fertigung zu benötigen: Aus formlosen beziehungsweise formneutralen Werkstoffen werden durch physische und/oder chemische Verfahren schichtweise zusammengesetzte Objekte generiert. Hierbei wird Energie zugeführt, die jede einzelne Schicht miteinander verbindet und zu einem gesamten Objekt formt (Fastermann, 2004). Der Oberbegriff „Urform“ fasst dabei alle Fertigungsverfahren nach der DIN 8580 zusammen, bei welcher ein fester Körper aus einem formlosen Stoff hergestellt wird (Fastermann, 2004).

Als Grundvoraussetzung für einen 3D-Druck dient eine am Computer mittels CAD-Software erstellte dreidimensionale Zeichnung, welche ein Volumenmodell sein muss, das heißt die gesamte Oberfläche des entsprechenden Objektes beinhalten muss. Dafür benötigt man entweder die Digitalisierung eines Objekts mittels optischer 3D-Scans oder Daten, welche mit Hilfe einer digitalen Volumetomographie (DVT), einer Computertomographie (CT) oder einer Magnetresonanztomographie (MRT) gewonnen werden (Fastermann, 2004).

Im fertigen STL-Format stellen Dreiecksfacetten die Oberflächenbeschaffenheit eines 3D-Körpers dar (Triangulation), wobei jede dieser Facetten durch drei Eckpunkte und eine Flächennormale beschrieben wird. Die Normalvektoren sind dabei äußerst essenziell, da

durch sie die Richtung für den weiteren Arbeitsprozess bestimmt wird, zum Beispiel die Positionierung einer Vielzahl von Objekten auf einer virtuellen Plattform. Bei der additiven Fertigung werden 3D-CAD-Modelle anschließend in viele dünne Schichten zerlegt, wobei die geometrischen Daten verwendet werden, um jede Schicht sequenziell aufzubauen, bis das gewünschte Produkt fertiggestellt ist. Dieser Vorgang erfolgt durch die Zufuhr von Energie beispielsweise durch einen Laserstrahl. Aus diesem Grund wird das additive Fertigungsverfahren oft als „schichtweise Fertigung“, „direkte digitale Fertigung“, „dreidimensionales Drucken“ oder „solide Freiform-Fertigung“ bezeichnet (Fastermann, 2012; Torabi, Farjood and Hamedani, 2015).

Das am häufigsten verwendete Fertigungsverfahren zur Erstellung von Zahnprothesen ist nach wie vor das Fräsen, wobei das rapid-prototyping(RP)-Verfahren in letzter Zeit immer mehr an Bedeutung dazu gewonnen hat. Es kann zu einer Prozessvereinfachung führen, bietet einen zeitsparenden Ansatz und könnte einen Verschleiß von Werkzeugen – sowie den anfallenden Materialabfall - eliminieren (Arnold *et al.*, 2018; Tregerman *et al.*, 2019; Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020). Es wurde erfolgreich in verschiedene Bereiche der Zahnmedizin integriert, wie zum Beispiel bei der Herstellung von chirurgischen Implantatschablonen, Gerüsten für herausnehmbare Teilprothesen, Wachsmodellen für Zahnersatzprothesen, Zirkonoxidprothesen, Formen für den Modelguss, Kiefergelenksprothesen sowie Totalprothesen und herausnehmbaren Zahnersätzen. Von Vorteil ist vor allem der Wegfall gewisser Arbeitsschritte bei der Herstellung von herausnehmbaren Zahnersätzen, zum Beispiel das manuelle Wachsen, Einbetten und Gießen, wodurch das Potenzial für Ungenauigkeiten auf ein Minimum reduziert wird (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020). Ein kürzlich erschienener Artikel, der die Passung eines fräsgefertigten Kappchens auf einer typischen Zahnpräparation für eine Einzelkrone mit der Passung einer RP-gefertigten Kappe verglich, ergab, dass beide Fertigungssysteme in der Praxis verwendet werden können (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020) und eine kombinierte Anwendung beider Verfahren als effizient erachtet wird (Carneiro Pereira *et al.*, 2020).

Die Frästechnik hingegen erweist sich neuesten Betrachtungen zufolge als unwirtschaftlich, da der Werkzeugverschleiß beim Fräsen der herausnehmbaren Teilprothesen aus unedlen Metalllegierungen zu hoch ist (Tregerman *et al.*, 2019).

Zu den additiven Fertigungsverfahren zählen:

- Stereolithographie (STL oder SLA)
 - Selektives Lasersintern (SLS)
 - Selektives Laserschmelzen (SLM)
 - Digital Light Processing (DLP)
 - Fused Deposition Modeling (FDM) oder Fused Filament Fabrication (FFM)
 - Multi-Jet Modeling (MJM)
 - Poly-Jet-Modelling (PJM)
 - 3D-Druck mit Gipspulver
 - Elektronenstrahlschmelzen (EBM)
 - Laserauftragschweißen
 - Film Transfer Imaging (FTI)
 - Laminated Object Modeling (LOM)
 - Polyamidguss
 - Space Puzzle Molding (SPM)
 - Contour Crafting (CC)
- (Fastermann, 2004).

Die wichtigsten der aufgezählten Fertigungsverfahren sollen nun etwas genauer beschrieben werden:

Der Begriff Stereolithographie wurde erstmals 1986 von Charles W. Hull eingeführt, der sie als eine Methode zur Herstellung fester Objekte durch aufeinanderfolgendes Drucken dünner Schichten eines ultraviolett härtbaren Materials beschrieben hat (Van Noort, 2012). Auch das SLA-Verfahren verwendet ultraviolette Laser zur Polymerisation von lichtempfindlichen Harzmaterialien in kleinen Schichtdicken zwischen 10 µm und 100 µm, abhängig von der gewünschten Genauigkeit (Tregerman *et al.*, 2019). Der konzentrierte Strahl wird dabei wiederholt auf die Oberfläche eines mit flüssigem Photopolymer gefüllten Behälters fokussiert, wodurch jedes Mal eine Schicht des Harzes

polymerisiert oder vernetzt wird (Van Noort, 2012). Diese Technik wird für die Herstellung einer Vielzahl von Objekten verwendet, darunter Zahnabdrücke, Kunststoff-Wachsmodele, Kunststoff-Gerüste für herausnehmbare Teilprothesen, Interimsversorgungen, Basismaterialien für herausnehmbare Prothesen, Prothesenzähne und chirurgische Schablonen (Tregerman *et al.*, 2019).

Die DLP-Technologie wurde vom US-amerikanischen Unternehmen *Texas Instruments*® entwickelt (Fastermann, 2004). Es hat eine ähnliche Genauigkeit wie Stereolithographie und ein ähnliches Einsatzspektrum, ist aber eine viel schnellere Technologie und kann eine ganze Schicht in einem Impuls polymerisieren. Die Postprint-Polymerisation wird sowohl bei DLP als auch bei SLA mit einer lichtemittierenden Diode bzw. UV-Lichtquelle verwendet, um eine vollständige Polymerisation und Biokompatibilität zu gewährleisten (Tregerman *et al.*, 2019).

Ein großer Vorteil dieser Technologie ist, dass die einzelnen Niveaus des Objektes in seiner Gesamtheit auf einmal, das bedeutet die vollständige Fläche dieser Schicht, ausgehärtet werden. Nach der Zeit der Belichtung wird das Objekt angehoben, sodass die nächste Menge an flüssigem Kunststoff nachfließen kann, ohne dass ein zusätzlicher Beschichter für die Glättung der Oberfläche benötigt wird. Die Eigenschaften dieser Technologie sind eine feine Auflösung und eine hervorragende Oberflächenqualität, wobei die Stützkonstruktionen nach der Fertigstellung mechanisch entfernt werden (Fastermann, 2004).

Im Jahr 2006 wurde die Technik des selektiven Laserschmelzens eingeführt, welche die direkte Herstellung des Metallgerüsts ermöglicht und so die Gusschritte eliminiert, wodurch sie das Potenzial gewinnt, präziser zu sein als die konventionelle Gerüsterstellung (Ye *et al.*, 2018). Bei dieser Technik wird Metallpulver oder Kunststoffpulver mit einem Hochleistungslaser geschmolzen, wodurch die Pulverpartikel zu einer festen Schicht verschmelzen. Nach der Abkühlung verfestigt sich das Material und es erfolgt ein schichtweiser Aufbau, wobei durch den Temperatureinfluss während dem Erkalten des Materials ein Schrumpfungsprozess entsteht. Sie kann verwendet werden, um Titan und Kobalt-Chrom-Legierungen für Teilprothesen-Gerüste zu drucken (Fastermann, 2012; Tregerman *et al.*, 2019).

Das Gerüst wird dabei virtuell erstellt und angefertigt, was allerdings vor allem in den Anfängen der Technologie einen hohen Zeitaufwand für die Bestimmung der

Einschubrichtung, für die Eliminierung der unter sich gehenden Stellen sowie für das Design der Gerüstkomponenten benötigte, da die dafür notwendigen Programme ursprünglich nicht speziell für herausnehmbare Zahnersätze entwickelt wurden (Almufleh *et al.*, 2018). Werkstoffe, die bei dieser Methode verwendet werden können sind: Metalle, wie beispielsweise Aluminium, Chrom-Cobalt-Legierungen, Edelmetalle, Werkzeugstahl, Titan/Titanlegierungen, Kunststoffe oder Keramiken (Fastermann, 2012).

In einer Studie von Yong *et al.* aus dem Jahr 2012 wurden verschiedene Methoden für die Herstellung von herausnehmbaren Teilprothesen untersucht, welche eine eigens inländisch hergestellte CAD-Software verwendeten und zu dem Ergebnis kamen, dass erfolgreiche geometrische Modelle damit erstellt werden können (Yong *et al.*, 2012).

Der Druckvorgang mit dem selektiven Lasersintern (SLS) verwendet ebenfalls pulverförmiges Material als Substrat, um neue Objekte zu drucken. Im Gegensatz zum selektiven Laserschmelzen wird das Pulvermaterial nicht verschmolzen, sondern schichtweise versintert. Beim Druckvorgang wird die Bauplattform nach jedem Sinterungsprozess um eine Schichtdicke gesenkt und auf die vorherige Schicht jedes Mal durch einen Rakel eine neue Lage Pulver aufgetragen. Werkstoffe, die für dieses Verfahren verwendet werden können, sind Thermoplaste wie Polycarbonate, Polyamide, Polyvinylchlorid, Metalle, Keramiken oder Sande (Fastermann, 2012; Lee Ventola, 2014).

Der erste im Rahmen dieser Untersuchung verwendete Drucker war der Asiga Freeform PRO2™ der Firma Asiga Australia® (Alexandria, Australien), welcher im Jahr 2011 als weltweit erster LED-basierter DLP-3D-Drucker auf den Markt kam. Er ist ein professioneller 3D-Drucker für direkte Fertigungsanwendungen, welcher eine hohe Auflösung, Geschwindigkeit und Zuverlässigkeit im Desktop-Format bietet. Als Materialien zur Herstellung von Endprodukten kommen für ihn alle auf den Markt befindlichen Photopolymere infrage, die bei einer Wellenlänge von 385 nm oder 405 nm aushärten (<https://www.asiga.com>, 2021). Die acht mit diesem Drucker hergestellten Modellgussgerüste wurden unter Verwendung des Materials „optiprint model/HR/SLA“ (dentona AG, Dortmund, Deutschland) gedruckt.

Der für die vorliegende Untersuchung verwendete zweite Drucker der Firma Concept Laser GmbH® aus Lichtenfels (Deutschland) war der Concept Laser®. Dieser nutzt das patentierte LaserCUSING®-Verfahren für die additive Fertigung von 3D-Objekten. Dabei

werden die Bauteile im Schmelzprozess Schicht für Schicht aus 3D-CAD-Daten erstellt und feines Metallpulver lokal durch einen Hochenergiefaserlaser aufgeschmolzen, welches sich nach dem Abkühlen verfestigt. Das CAD-Objekt wird schichtweise aufgebaut, indem der Boden der Baukammer abgesenkt, mehr Pulver aufgetragen und wieder geschmolzen wird. Dafür können verschiedene Materialien verwendet werden: Titan, Materialeien auf Nickel-, Aluminium -, und Eisen-Basis, sowie Cobalt-Chrom (<https://www.ge.com>, 2020). In der vorliegenden Untersuchung wurde Remanium® star CL verwendet. Der Werkstoff besteht aus einer Chrom-Cobalt-Wolfram-Legierung (gemäß DIN EN ISO 9693 / DIN EN ISO 22674, Typ 5) und liegt zu Beginn als Ausgangsrohstoff in Pulverform vor. Mit einer entsprechenden Zulassung kann Remanium® star CL für die Herstellung von Kronen, Brücken, Gerüsten für metallkeramische Verblendungen, gegossene Teilprothesen und Primär- und Sekundärteile für kombinierte Versorgungen verwendet werden. Die Zusammensetzung wird in der Tabelle 1 näher beschrieben (<https://www.ge.com>, 2020).

Chemische Zusammensetzung Remanium® star CL

Bestandteil	Masse (%)
Co	60.5
Cr	28
W	9
Weitere Elemente: Mn, N, Nb, Fe. Nickel-, beryllium- und galliumfrei	< 1

Tabelle 1: Chemische Zusammensetzung von Remanium® star CL (<https://www.ge.com>, 2020)

1.6.2 Passform

Nach einem kurzen Überblick über die Materialien und Fertigungsverfahren abnehmbarer Teilprothesen soll nun genauer auf die Passform der hergestellten Strukturen eingegangen werden, da diese gewisse biomechanische und funktionelle Anforderungen erfüllen muss, um Zahnbewegungen zu verhindern und Unbehagen für die Patient*innen zu vermeiden (Carneiro Pereira *et al.*, 2020).

Die Passform herausnehmbarer Teilprothesen gilt als eines der wichtigsten Beurteilungskriterien für den Erfolg einer Teilprothese und wird als Hauptanliegen der Prothesenträger*innen identifiziert. Eine ungenaue Passung kann das Ergebnis schlechter Laborverfahren, eines verzerrten Abdrucks oder eines Kieferkammremodellings nach der

Eingliederung sein (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020), und führt dazu, dass viele abnehmbare Teilprothesen von den Patient*innen nicht verwendet werden (Carneiro Pereira *et al.*, 2020), denn eine Fehlpassung ist mit 76 % die am häufigsten berichtete Ursache für Unzufriedenheit (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020). In einer Studie von Dunham *et al.* (Dunham *et al.*, 2006) konnte gezeigt werden, dass 79 % der herausnehmbaren Zahnersätze keinen optimalen Kontakt in Ruheposition und 21 % der Auflagen an keiner Stelle Kontakt hatten (Arafa, 2018). Durch die sich an der Prothese ansetzenden Plaques können in weiterer Folge schädliche Wirkungen wie Karies (insbesondere Wurzelkaries), Parodontitis, orale Candidiasis, Stomatitis und Mundgeruch entstehen (Carneiro Pereira *et al.*, 2020), während eine gut sitzende herausnehmbare Teilprothese auch langfristige parodontale oder strukturelle Schäden an den Pfeilerzähnen reduziert (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020). Die Passung eines herausnehmbaren Zahnersatzes wird normalerweise entweder auf dem endgültigen Abdruck oder durch die intraorale Probe beurteilt. Klinisch kann dabei mit einem Intraoralspiegel beurteilt werden, ob die Teilprothesen einen adäquaten Sitz aufweisen, die Zähne an den dafür vorgesehenen Stellen die prothetische Versorgung berühren und ob das intraorale Weichgewebe nicht durch einen Teil der Prothese, wie zum Beispiel den Hauptverbinder, beeinträchtigt wird. Obwohl Passungs-Kontroll-Techniken wie diese als informell angesehen werden, werden sie tagtäglich angewandt, um zu beurteilen, ob ein Zahnersatz vor dem definitiven Eingliedern einen adäquaten Sitz aufweist (Al Mortadi, Alzoubi and Williams, 2020).

Pionierstudien wie die von Lang und Tulunoglu aus dem Jahr 2014, die eine elektronische Suche über relevante Artikel in einem Zeitraum von 1950 bis 2012 von *in vivo* und *in vitro* Artikeln über Teilprothesen-Gerüste durchführten, welche mithilfe von CAD/CAM hergestellt wurden, zeigten, dass die untersuchte Passform von herausnehmbaren Zahnersätzen, die durch unterschiedliche Technologien hergestellt wurden, vielversprechend ist. Außerdem weisen sie Vorteile wie eine verbesserte Passform, kürzere Herstellungszeiten, einen geringeren Arbeitsaufwand und weniger Fehlerquellen auf. Unter den Nachteilen listen die Autor*innen die Anschaffungskosten sowie den anfänglichen Zeitaufwand für das Erlernen der Software auf (Lang and Tulunoglu, 2014; Arafa, 2018; Carneiro Pereira *et al.*, 2020). Es wurde gezeigt, dass digitale Abformungen eine signifikant bessere Genauigkeit als physikalische und physische Abdrücke für zahnlose Kiefer haben (Tregerman *et al.*, 2019). Obwohl der verwendete Scannertyp Einfluss auf den Genauigkeitsgrad hat und einige Scanner besser abschneiden als andere (Tregerman *et*

al., 2019), und obwohl die verwendeten Mess-Techniken je nach Studie unterschiedlich sind, ist die Evidenz, dass eine digitale Herstellung abnehmbarer Teilprothesen in Bezug auf klinische Genauigkeit besser ist als die konventionelle Methode, durchaus gegeben. (Carneiro Pereira *et al.*, 2020).

In den letzten 25 Jahren hat die dentale Scan-Technologie in der Zahnmedizin zunehmend an Bedeutung gewonnen, da sie sowohl im Dentallabor als auch in der Zahnärzt*innenpraxis Anwendung findet und in einem großen Spektrum verwendet werden kann, zum Beispiel für Inlays, Onlays, Veneers, Kronen, festsitzende Teilprothesen, Implantataufbauten und implantatgetragene Kronen (Davidowitz and Kotick, 2011).

Für den festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz bietet die virtuelle Planung viele Vorteile, wie zum Beispiel Zeitgewinn durch das Einsparen von Laborarbeitsschritten, Reversibilität sowie eine numerische Überwachung von Planungsschritten, der digitalen Set-up-Einstellungen und der Okklusions-Einstellung sowie der Kiefergelenkslage. Darüber hinaus ermöglichen es spezielle geometrische Analysewerkzeuge den Zahnärzt*innen bzw. Labortechniker*innen Designs zu erstellen, die äußerst genau (bis in den Mikrometerbereich) sind (Krey *et al.*, 2015; Ye *et al.*, 2018).

Bei der Übermittlung von 3D-CAD-Daten in die additive Fertigungstechnologie ist das STL-Format ein wesentlicher Bestandteil und hat sich unter anderem als Industriestandard für den 3D-Druck durchgesetzt. Das Format ermöglicht es, eine Vielzahl von 3D-Druck-Anlagen anzusteuern und zu verarbeiten (Gebhardt, Kessler and Thurn, 2016). Die Abkürzung *STL* stand ursprünglich für „STereoLithographie“, seitdem kam es zu weiteren Bedeutungsvariationen wie *standard tessellation language*, *surface tessellation language*, *standard triangle language*, *solid-to-layer* oder *standard template library* (Ahmad, Irfan / Al-Harbi, 2019). Um verschiedene STL-Dateien zu vergleichen und zu modifizieren, benötigt es eine Software, wie zum Beispiel die CloudCompare® der französischen Firma *Électricité de France (EDF)*. Sie wurde in der Programmiersprache C++ entwickelt und ist eine open-source 3D-Punktwolken-Bearbeitungs- und Verarbeitungssoftware für die Analyse, Bearbeitung und Berechnung von 3D-Meshes. Ursprünglich entstand das CloudCompare-Projekt 2003 im Rahmen einer Zusammenarbeit zwischen *Telecom ParisTech* und der Forschungs- und Entwicklungsabteilung von *EDF* mit der Promotion von Daniel Girardeau-Montaut zum Thema „hange detection on 3D geometric data“. Damals war der Hauptzweck die schnelle Erkennung von Änderungen in 3D-Punktwolken

mit hoher Dichte, welche mit Laserscannern in Industrieanlagen oder auf Baustellen erfasst wurden. Erst später entwickelte es sich zu einer allgemeineren und fortschrittlicheren 3D-Datenverarbeitungssoftware, und ist inzwischen ein unabhängiges Open-Source-Projekt und eine freie Software (<https://en.wikipedia.org>, 2021).

2 Material und Methoden

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden Modellgussgerüste untersucht, die an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz mit 3D-Druckmethoden hergestellt wurden, um zwei verschiedene Herstellungsverfahren miteinander zu vergleichen. Für die vorliegende technische Analyse wurde als Grundlage ein Gipsmodell herangezogen, das digitalisiert wurde und an welchem der digitale Entwurf des Gerüsts durchgeführt wurde. Durch das hoch entwickelte Dentalmodellierungs-Softwareprogramm 3shape Dental Designer 2020® wurde ein Referenzmodellgussgerüst erstellt und anschließend eine digitale Datei hergestellt, welche im STL-Dateiformat gespeichert und anschließend von zwei verschiedenen 3D-Druckern mit dem speziell für jeden der Drucker bereitgestellten Druckmaterial jeweils acht Mal angefertigt wurde. Die gedruckten Modellgussgerüste wurden anschließend mit dem Aadv Lab Scanner 2™ (GC Corporation Tokyo, Japan) durch das Programm Aadv Scan 1.1 digitalisiert, weiterverarbeitet, die Oberflächenpräzision vermessen und ausgewertet. Die Analyse und Auswertung der Daten der gedruckten 3D-Modellgussgerüste erfolgte mit dem Programm CloudCompare®, entwickelt von der Firma Électricité de France (Paris, Frankreich).

2.1 Modellgussgerütherstellung und -bearbeitung

Als Ausgangsmodell diente ein nicht personenbezogenes Gips-Schaummodell eines teilbezahnten Oberkiefers, welches digitalisiert und anschließend weiterverarbeitet wurde. Mit dem an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit der Medizinischen Universität Graz vorhandenen Dentalmodellierungs-Softwareprogramm 3shape Dental Designer 2020® wurde das Gerüst für die technische Analyse hergestellt. Das Gipsmodell weist im 1. Quadranten ein Freieinde sowie an den Zahnpositionen 25 und 26 eine Schatlücke auf (Abbildung 3 A). Für die virtuelle Herstellung des digitalen Modellgussgerüsts wurden mehrere Schritte beachtet, welche im Folgenden näher ausgeführt werden sollen:

- Schritt 1: Scan des Modelles
- Schritt 2: Virtuelles Ausblocken
- Schritt 3: Einfügen der Retentionsgitter und Gestaltung der Klammerstrukturen
- Schritt 4: Adaptation des Gerüsts
- Schritt 5: Narbung der Oberfläche

In Schritt 1 wurde das Gipsmodell mit dem Scanner 3shape D2000® gescannt. Vor Beginn des Scanvorgangs wurden am Meistermodell die Aufruhen, der große Verbinder und die kleinen Verbinder mit einem Bleistift konstruiert und angezeichnet, um den Designprozess zu erleichtern und zu beschleunigen. Anschließend wurden die Unterschnitte vom Programm je nach Tiefe farbkodiert dargestellt und die Einschubrichtung wurde definiert. Schritt 2 beinhaltete das virtuelle Ausblocken (Abbildung 3 B) der vom Programm automatisch berechneten Unterschnitte; wobei zu beachten ist, dass die jeweiligen Positionen der Klammern, des großen Verbinders und der kleinen Verbinder nicht miterfasst wurden.

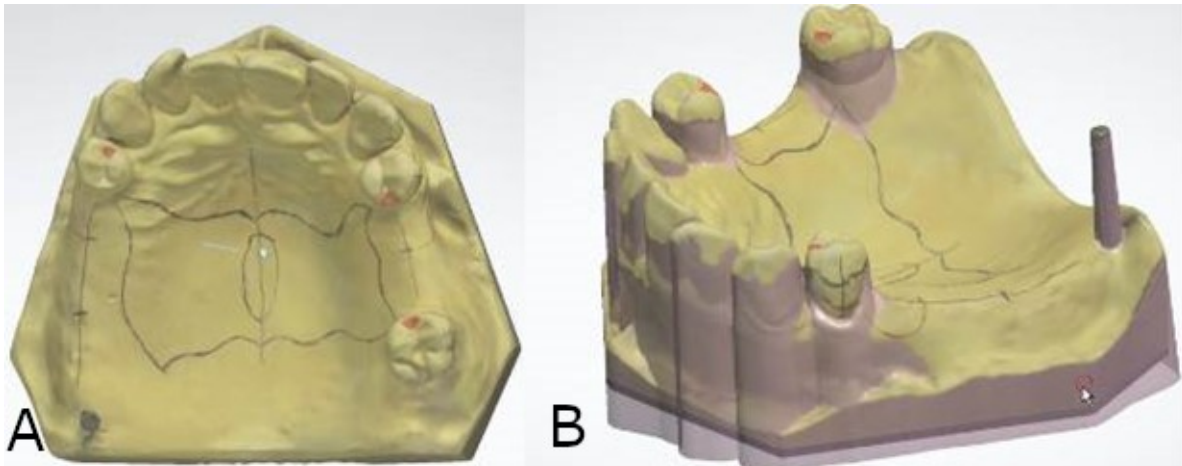


Abbildung 3: Konstruktion am Gipsmodell (A) und virtuelles Ausblocken (B)

Schritt 3 umfasste die Konstruktion der Retentionsgitter (Abbildung 4 A) – mit einem entsprechenden Abstand zum Referenzmodell –, des großen Verbinders und der Klammern (Abbildung 4 B). Dafür wurden am virtuellen Modell Grenzen generiert und in Form einer strichlierten Linie dargestellt. Für die Schichtstärke und das Ausmaß des großen Verbinders wurden die Standardeinstellungen verwendet. Dasselbe Vorgehen wurde auch für die Anpassung und Herstellung der notwendigen Klammern angewandt.

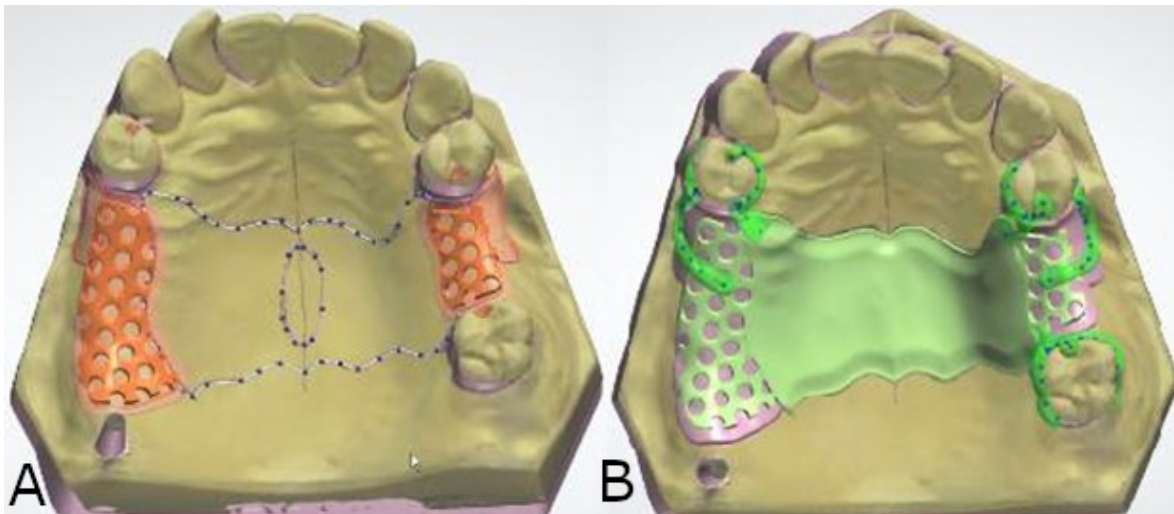


Abbildung 4: Einfügen der Retentionsgitter (A) und Konstruktion der Sekundärteile (B)

In Schritt 4 wurde das virtuell erstellte Gerüst adaptiert, indem bestimmte Positionen mit Hilfe entsprechender Software-Tools individuell angepasst, geglättet, ausgedünnt und verstärkt wurden. Die Stärke der Platte war auf einen Millimeter limitiert, wobei die Dicke zu den Rändern hin abnahm. Anschließend wurde die Abschlussgrenze (Abbildung 5 A), zwischen der künftigen Kunststoffverblendung und dem Metall des virtuellen Gerüsts konstruiert.

Schritt 5 beinhaltete die abschließende Narbung der Oberfläche (Abbildung 5 B) und das Anbringen der Retentionen, welche aus einer Vielzahl von unterschiedlichen Möglichkeiten im verwendeten Programm ausgewählt, positioniert und ausgerichtet wurden.

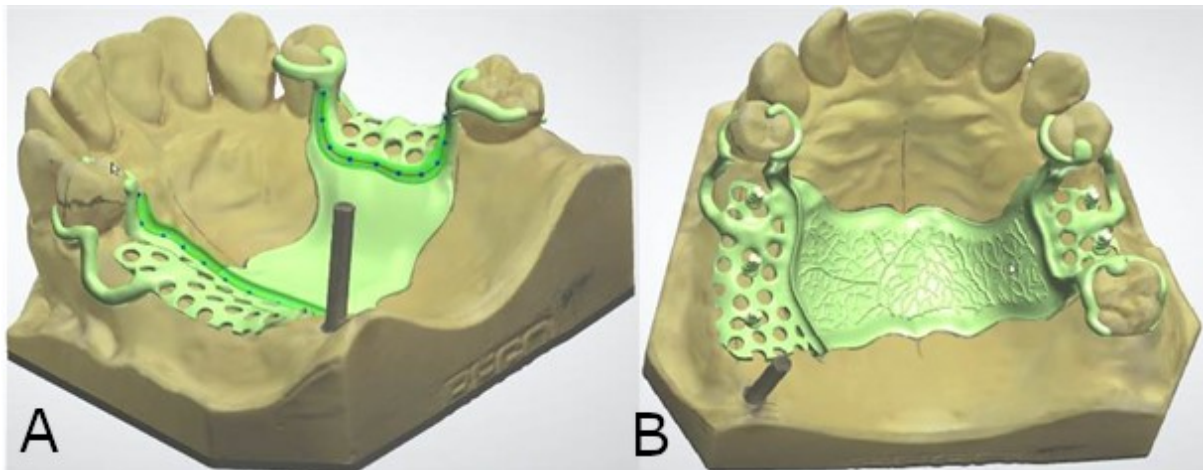


Abbildung 5: Abschlussgrenze (A) und virtuell erstellte Narbung (B)

2.2 Druckvorgang

Das 3D-Modell im STL-Dateiformat wurde für das Metallmodellgussgerüst in der Software CAMbridge® 2013 (3shape, Kopenhagen, Dänemark) und für das Kunststoffmodellgussgerüst in der Asiga® Composer-Software weiterverarbeitet, wobei Stützstifte (*supports*) und druckbare Schnitte (*slicing*) generiert wurden. Anschließend wurden die Gerüste mit zwei verschiedenen Druckern und Fertigungstechnologien, die an der Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits Graz vorhanden sind, jeweils acht Mal gedruckt. Zur Anwendung kam dabei einerseits ein SLM-Drucker (Mlab cusing R, 100 W Faserlaser, Concept-Laser®, Deutschland), welcher die Modellgerüste über das Verschmelzen von biokompatiblen Chrom-Cobalt-Wolfram-Pulver mit einer Schichtdicke von jeweils 50 µm generierte, und andererseits ein LED-basierter DLP-3D-Drucker (Asiga Australia®, Australien), welcher ausbrennbare Kunststoffgerüste mit einer Schichtdicke von je 75 µm herstellte (Abbildung 6).

Nach Abschluss des Druckvorganges der Modellgussgerüste aus Metall wurden diese nachbehandelt, indem sie luftdicht verschlossen mit dem Nabertherm®-Ofen mit einer Temperatur von 1150° Celsius für eine Stunde in einer Argon-Atmosphäre wärmebehandelt wurden. Abschließend wurden die Stützstifte manuell entfernt. Die gedruckten Modellgussgerüste wurden daraufhin optisch auf Beschädigungen, welche

durch einen fehlerhaften Druckvorgang entstehen hätten können, untersucht. Die Abbildung 6 (links und rechts) zeigt die Werkstücke mit noch vorhandenen Stützstrukturen.



Abbildung 6: Unbehandelte Rohmodellgussgerüste – einmal von vorne (links) und von oben (rechts) fotografiert

Die acht Modellgussgerüste aus Kunststoff, welche mit dem Asiga Freeform Pro2 erstellt wurden, wurden unter Verwendung des Materials „optiprint model/HR/SLA“ (Dentona AG, Dortmund, Deutschland) hergestellt. Danach erfolgte die Reinigung im Ultraschall-Bad und in Isopropanol. Abschließend wurden die Gerüste mit dem Lichthärteofen Otoflash 2® unter Stickstoffatmosphäre pro Seite mit 2000 Lichtblitzen ausgehärtet. Nach der Reinigung wurden die Supports manuell entfernt und die Werkstücke optisch auf Beschädigungen untersucht. Abbildung 7 zeigt die kunststoffgedruckten Modellgussgerüste mit noch vorhandenen Stützstrukturen und Abbildung 8 die nachbearbeiteten Gerüste ohne Supports.



Abbildung 7: Vorbehandelte, kunststoffgedruckte Modellgussgerüste mit Supports



Abbildung 8: Vorbehandelte, kunststoffgedruckte Modellgussgerüste ohne Supports

2.3 Der Scanvorgang

Die Oberfläche der 3D-gedruckten Modellgussgerüste wurde mit dem „Digi“ Scan-Spray der Firma Mälzer dental® zur Schaffung einer matten Oberfläche eingespritzt (Abbildung 9). Anschließend wurden sie mit dem Aadvä Lab Scanner 2™ (GC Corporation Tokyo, Japan) und der Aadvä Scan-Software gescannt, indem zuerst die Oberseite der Modellgussgerüste nach oben eingespannt und anschließend für den erneuten Scanvorgang um 180 Grad gedreht wurden, wie es in Abbildung 10 veranschaulicht wird. Dieser Schritt wurde für jedes der 16 Gerüste zwei Mal durchgeführt; daraus ergaben sich zwei gescannte Rohdateien, welche von der Software miteinander überlagert und zu einer

von der Software berechneten STL-Datei für jedes der Modellgussgerüste zusammengefasst wurde.



Abbildung 9: Scanfertige Modellgussgerüste

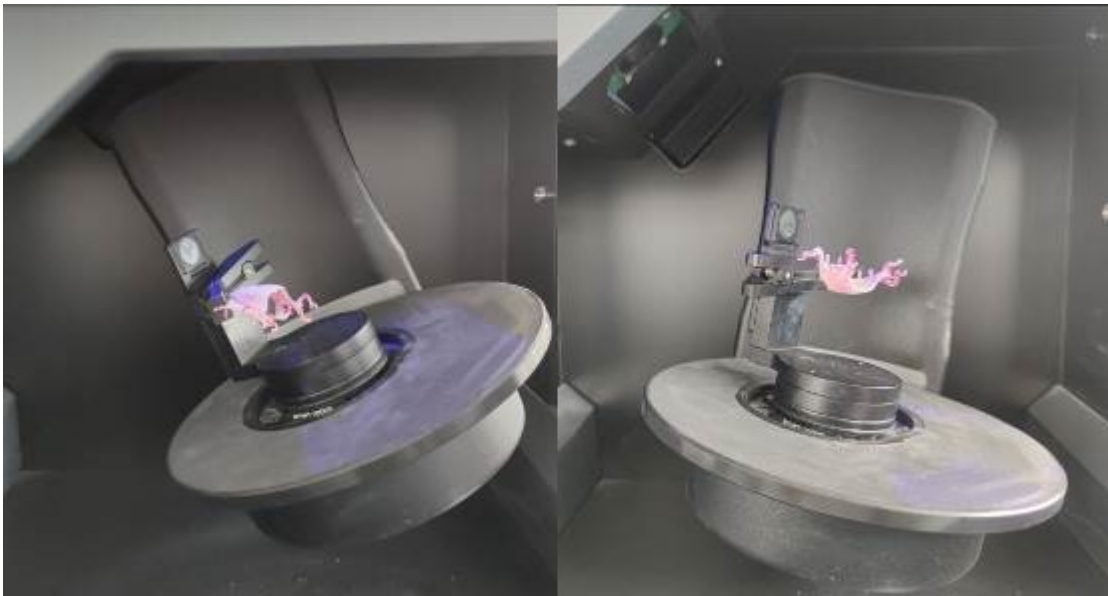


Abbildung 10: In den Scanner positionierte Modellgussgerüste

Für den Scan mittels Aadvia Scan-Software wurde der Modus „HR-Scan“ für eine höhere Auflösung aktiviert. Im nächsten Schritt wurde die manuelle Position des Modellgussgerüsts in eine zentrale Stellung gebracht, um für eine optimale Maximierung der Oberfläche zu sorgen (Abbildung 11).

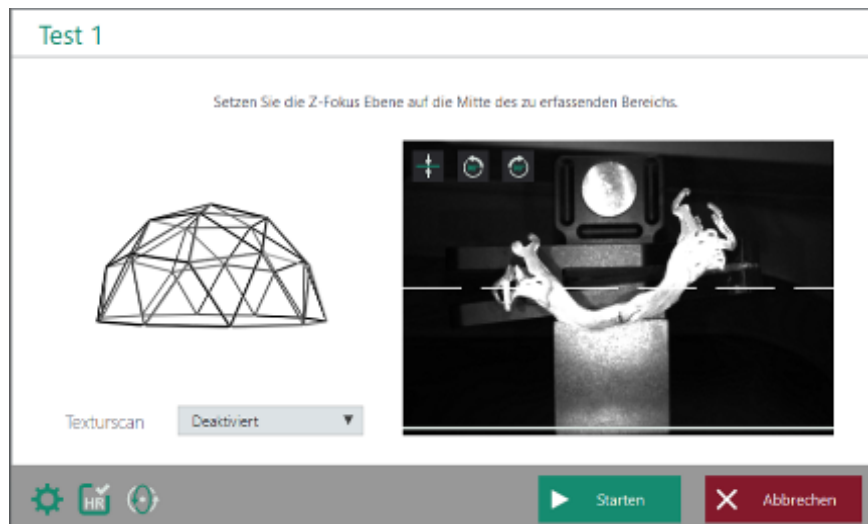


Abbildung 11: Ausrichtung in eine zentrale Position

Anschließend wurde der Scanvorgang gestartet und nach Abschluss die entstandene Mesh-Datei optisch auf Scanfehler untersucht. Die gescannten interferierenden Bereiche um das Modellgussgerüst wurden unter dem Punkt „Mesh bearbeiten → Innen beschneiden“ manuell entfernt (Abbildung 12). Nach diesem Vorgang war die Bearbeitung der ersten Mesh-Datei abgeschlossen.

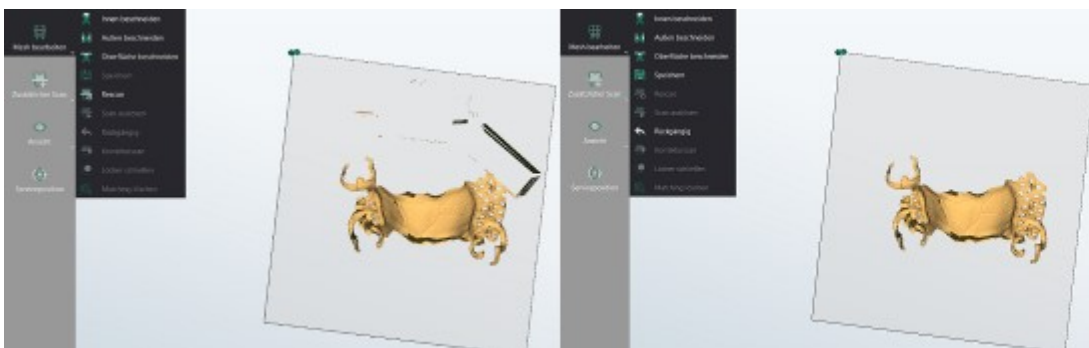


Abbildung 12: Adaptation der Mesh-Datei – vorher (links), nachher (rechts)

Unter dem Punkt „Zusätzlicher Scan“ wurde ein neues Fenster für den zweiten Scanvorgang geöffnet und es erfolgte, wie für die erste Messung, die zentrale Ausrichtung des Modellgussgerüsts im Scanner und die darauffolgende Adaptation der gescannten Datei. Anschließend wurden unter dem Punkt „Matching starten“ die beiden Mesh-Dateien durch die Software miteinander aligned; die fertige STL-Datei wurde darauffolgend im 3D-Viewer geöffnet und erneut auf Scanungenauigkeiten kontrolliert – wie in Abbildung 13 dargestellt.



Abbildung 13: Gescannte Mesh-Dateien im 3D-Viewer

2.4 Abmessung und Modellgussüberlagerung (alignment)

Nach Abschluss der initialen Bearbeitungsvorgänge des Scans erfolgte die weitere Adaptation und Auswertung mit dem open-source-Programm CloudCompare® (Version 2.12.alpha, Windows 10 64 bits). Die STL-Dateien der zu vergleichenden eingescannten Modellgussgerüste wurden zusammen mit dem Referenzmodellgussgerüst in das Programm importiert (Abbildung 14). Über den Menüpunkt „Tools → Registration → Align (point pairs picking)“ wurden manuell sieben Punkte, wie in Tabelle 2 und Abbildung 15 gezeigt, jeweils am Referenzmodellgussgerüst und am Vergleichsmodellgussgerüst bestimmt und durch das anschließende alignment grob ausgerichtet, um den Oberflächenabstand möglichst gering zu halten. Im nächsten Schritt erfolgte eine sogenannte „Fine registration“ unter dem Menüpunkt „Tools → Registration → Fine registration (ICP)“. Über den programmierten „iterative closest point registration (ICP)-Algorithmus“ (Abbildung 16) wurden die Modellgerüste exakt und automatisch ausgerichtet, um eine adäquate und höchstmögliche Kongruenz der Oberflächen zueinander zu generieren.

	X	Y	Z
A0	114.431854	-127.141808	30.483128
A1	114.964249	-120.295967	35.095749
A2	108.777527	-102.718643	39.389217
A3	71.324738	-101.976166	39.400009
A4	89.655052	-118.403824	20.370363
A5	92.673553	-118.753326	14.625771
A6	76.481289	-116.896347	24.305002
R0	20.065924	-15.642067	13.240976
R1	21.479877	-8.401226	14.989804
R2	18.590969	10.637514	13.814824
R3	-18.039986	16.580067	9.202469
R4	0.951496	7.222222	-6.622510
R5	1.502008	-9.278098	-7.124766
R6	-15.140405	-2.414526	-0.302642

Tabelle 2: Werte die an der X, Y sowie der Z-Achse im Raum für jeden Punkt und Referenzpunkt positioniert wurden

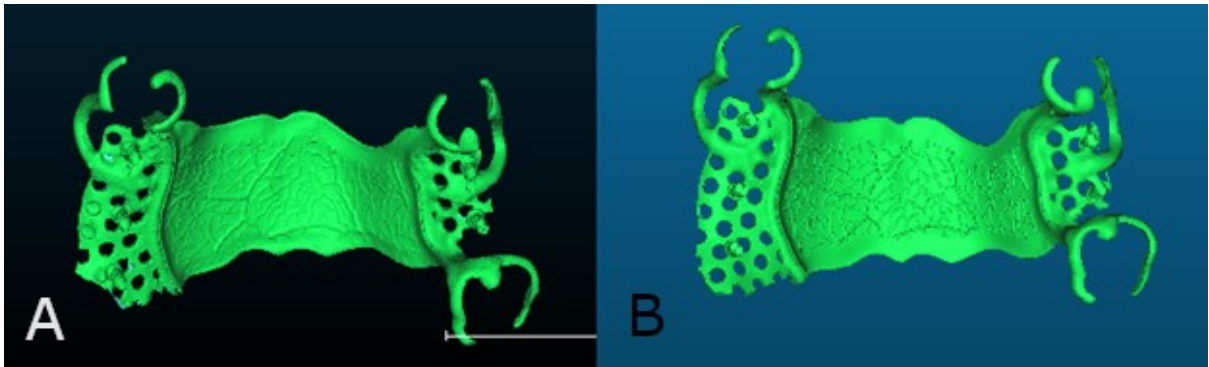


Abbildung 14: Beispiel eines eingescannten Modellgussgerüsts (A), Referenzmodellgussgerüst (B)

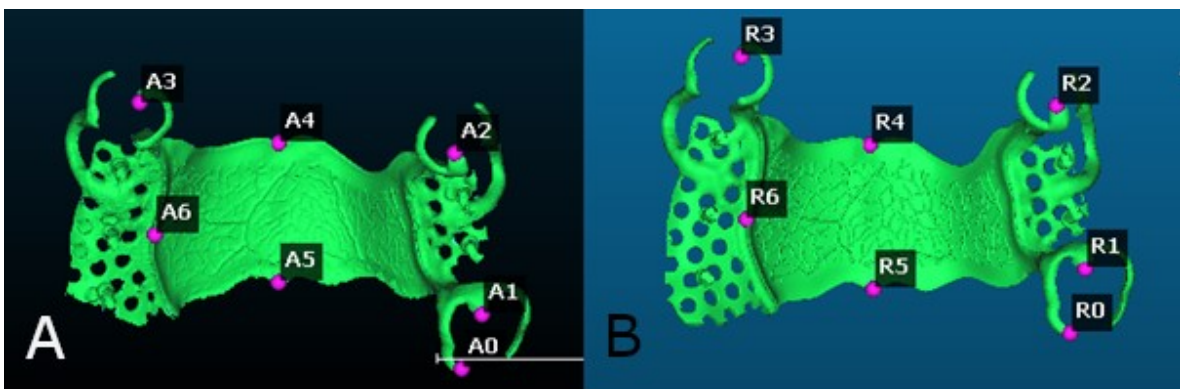


Abbildung 15: 7-Punkt-Generierung am eingescannten Modellgussgerüst (A), Referenzmodellgussgerüst (B)

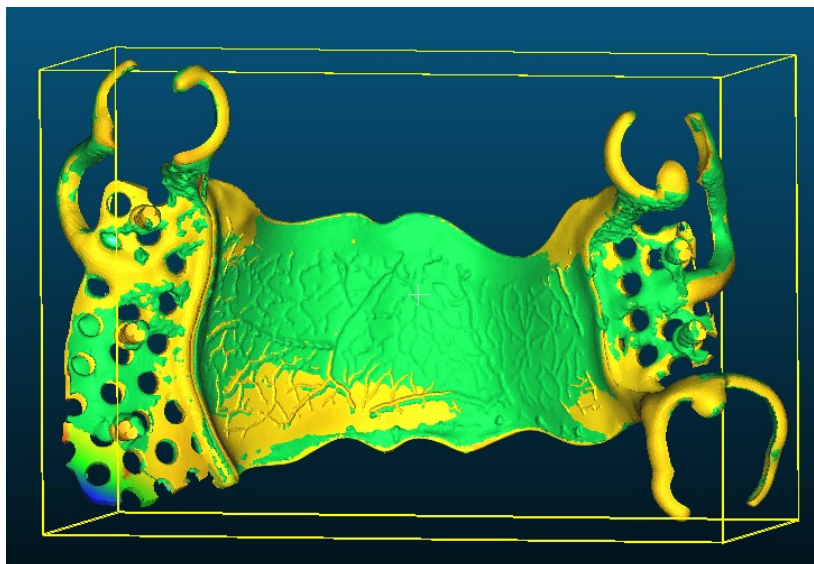


Abbildung 16: Durch den ICP-Algorithmus angepasstes Ausgangsmodellgussgerüst und Referenzmodellgussgerüst

2.5 Analyse der Oberflächendiskrepanzen

Im Anschluss wurden die übereinandergelegten Oberflächen mithilfe des Tools „Cloud Mesh/Distance“ analysiert. Die positiven (Ausbuchtungen) und negativen (Dellen) Abweichungen, die bei diesem Vorgang miteinander kollationiert wurden, wurden als „signed distances“ berechnet. Aus der triangulierten Oberflächenbeschreibung (STL-Datensatz) errechnete das Programm CloudCompare® im weiteren eine Punktwolke („cloud“) aus dem Vergleichsmodellgussgerüst, welche anschließend mit einem Referenzmodellgussgerüst („mesh“) und der jeweiligen Solloberfläche verglichen wurde. Die dadurch gemessenen Punktabstände, welche im Millimetermaß angegeben wurden, ergaben bei dieser Studie 90778 Oberflächenpunkte, die als „signed distances“ beschrieben wurden und abhängig von der Komplexität der Geometrie variierten.

Da jeder dieser Punkte einen bestimmten Abstand zum Referenzmodellgussgerüst aufweist, wurden zur besseren Darstellung 256 Bereichsklassen („classes“) generiert und zusammen mit den Oberflächenpunkten in der Menüleiste unter „show histogram“ in einem Histogramm visuell dargestellt. Dabei wurde ein bestimmtes Skalarfeld (Abbildung 17) verwendet, welches in drei unterschiedliche Farbbereiche (blau, grün und rot) eingeteilt wurde, um die generierten und berechneten Oberflächenabweichungen grafisch darzustellen. Messpunkte mit einer Oberflächenabweichung von weniger als -0,100mm wurden im blauen Bereich dargestellt, jene mit einer Abweichung von -0,100mm bis +0,100mm im grünen Bereich und Messpunkte mit einer Oberflächenabweichung von über +0,100mm im roten Farbbereich, wie in Abbildung 17 bildlich dargestellt.



Abbildung 17: Skalarfeld

Eine zweite Messung wurde manuell mit einer Schiebelehre durchgeführt. Dafür wurden dieselben Messpositionen wie beim äquivalenten digitalen Modellgussgerüst angenommen. Dieser Vorgang wurde mit allen 16 Modellgussgerüsten durchgeführt. Die sechs untersuchten Messstrecken für das Modellgussgerüst aus Kunststoff und aus Metall werden in Abbildung 18 visuell dargestellt. Dabei wurden bei „Klammer 1“, „Klammer 2“ und „Klammer 3“ jeweils die Distanzen zwischen den beiden Klammerarmen vermessen. Für die Messstrecke „Horizontal“ und „Vertikal“ wurden fixe Punkte generiert, deren Abstand wiederum bestimmt wurde (Abbildung 18).

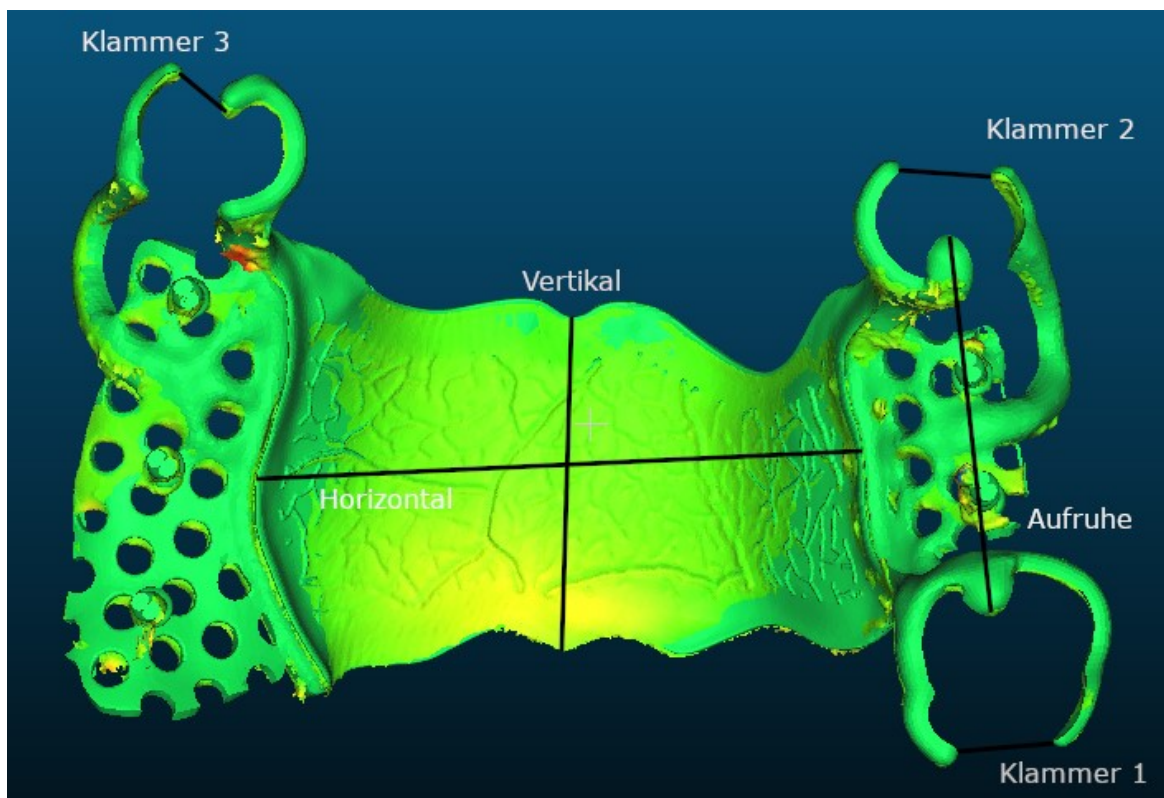


Abbildung 18: Die sechs Messstrecken

3 Ergebnisse

Insgesamt wurden 16 Werkstücke untersucht. Bei den acht mit Kunststoff gedruckten Gerüsten zeigten sich zum Referenzmodellgussgerüst Abweichungen, und zwar besonders in der Messstrecke „Vertikal“, die in Tabelle 3 sowie in Abbildung 25 in Form von Fehlerbalken-Diagrammen visuell dargestellt wurden.

Bei den acht aus Metall hergestellten Werkstücken zeigten sich ebenfalls Abweichungen, besonders in der Messstrecke „Horizontal“, die in Tabelle 3 sowie in Abbildung 24 dargestellt wurden. Die anderen gemessenen Werte der Modellgussgerüste zeigten keine allzu großen Abweichungen. Die Mittelwerte des minimalen und maximalen Abstandes aller Modellgussgerüste zum Referenzmodellgussgerüst reichen von -0.24 mm bis +0.46 mm mit Standardabweichungen von 0.02 mm bis 0.41 mm.

Die digitale Messung verglichen mit der analogen Methode ergab, wie in Tabelle 2 ersichtlich, dass die Ergebnisse einen hohen *Interrater-Korrelationskoeffizient(ICC)* aufwiesen. In diesem Fall lagen die Mittelwerte zwischen -0.08 mm bis +0.09 mm mit Standardabweichungen von 0.07 mm bis 0.14 mm. Der niedrigste ICC lag bei 0.780 und der höchste bei 0.973. Die größten Abweichungen zeigten sich bei der Messstrecke „Klammer 1“ und „Aufruhe“ – hier lag der ICC unter 0.9.

3.1 Detailergebnisse

Drei der acht Histogramme der Metallmodellgussgerüste sind in Abbildung 19 aufgeführt. Auf der Abszissenachse sind die Abweichungen zum Referenzmodellgussgerüst dargestellt, auf der Ordinatenachse die Anzahl der Oberflächenwerte, die von der open-source-Software CloudCompare vermessen und berechnet wurden. Dabei ist zu beachten, dass jedes der erstellten Histogramme aller acht Gerüste einen Peak hat, welcher minimal geringer war als der des Referenz-Modellgussgerüsts, woraus hervorgeht, dass der Median der Gruppe A im negativen Bereich, allerdings nahe dem Nullpunkt liegt.

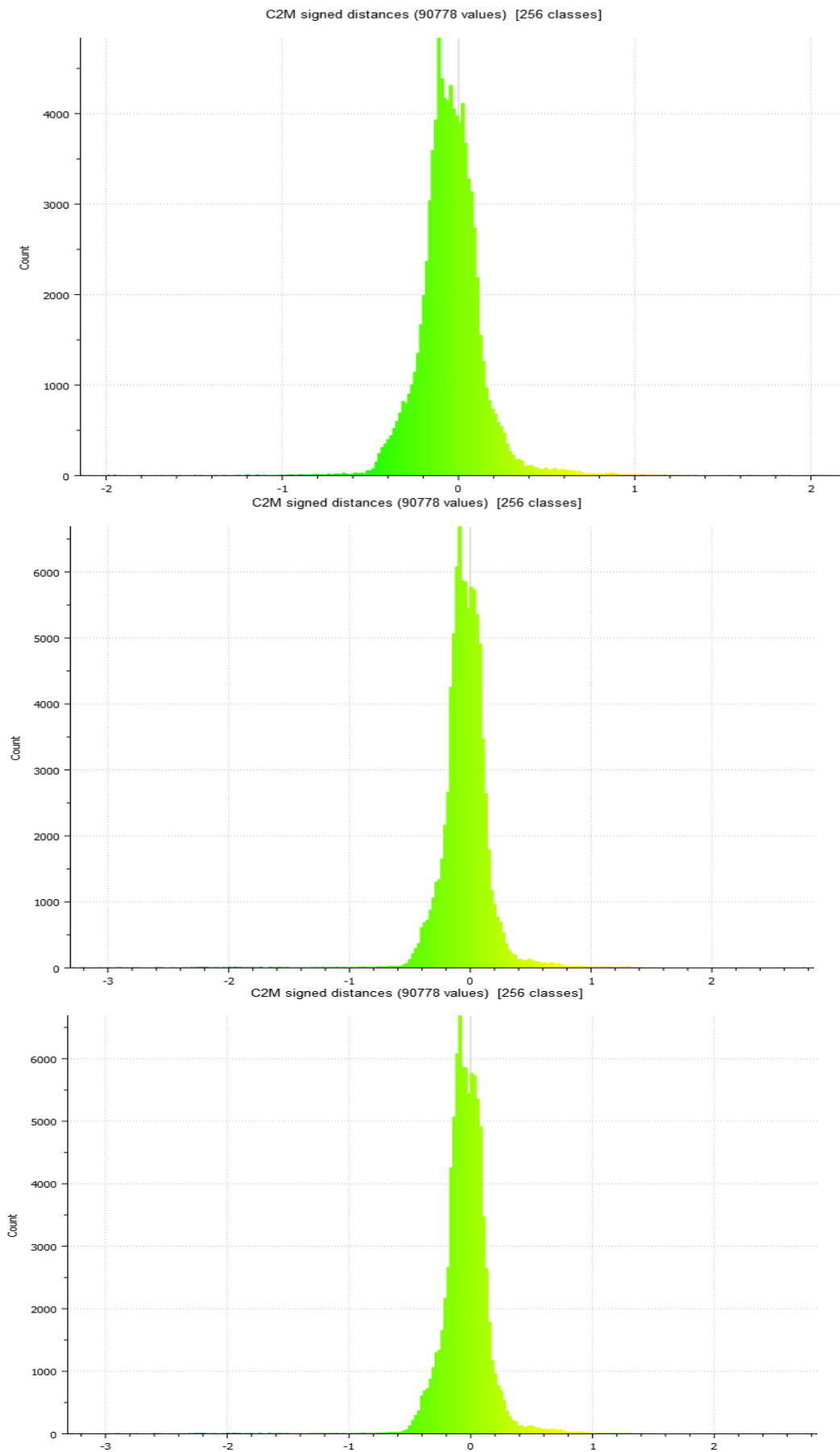


Abbildung 19: Histogramme der Metallmodellgussgerüste

Repräsentativ für die Gruppe der Metall-Modellgussgerüste ist das Modellgussgerüst 1 (Abbildung 20), welches die geringste Abweichung zum Referenzmodellgussgerüst aufwies. Der Abstand der „Klammer 1“ beträgt beim Modell 1 5.84 mm, der „Klammer 2“ 6.82 mm, der „Klammer 3“ 6.53 mm, die horizontale Distanz, gemessen an zwei generierten Punkten, 31.47 mm, die vertikale Distanz 17.09 mm und der Abstand zwischen den Aufrühen 19.62 mm. Die äquivalenten Klammern am Referenzmodellgussgerüst weisen einen Wert von 5.87 mm, 7.06 mm und 6.08 mm auf, die horizontale Distanz misst 31.47 mm, die vertikale Distanz 17.09 mm und der Abstand zwischen den Aufrühen 19.62 mm. Im grünen Bereich kann eine Abweichung von -0,100 mm bis +0,100 mm und im roten Bereich von über +0,100 mm nachgewiesen werden.

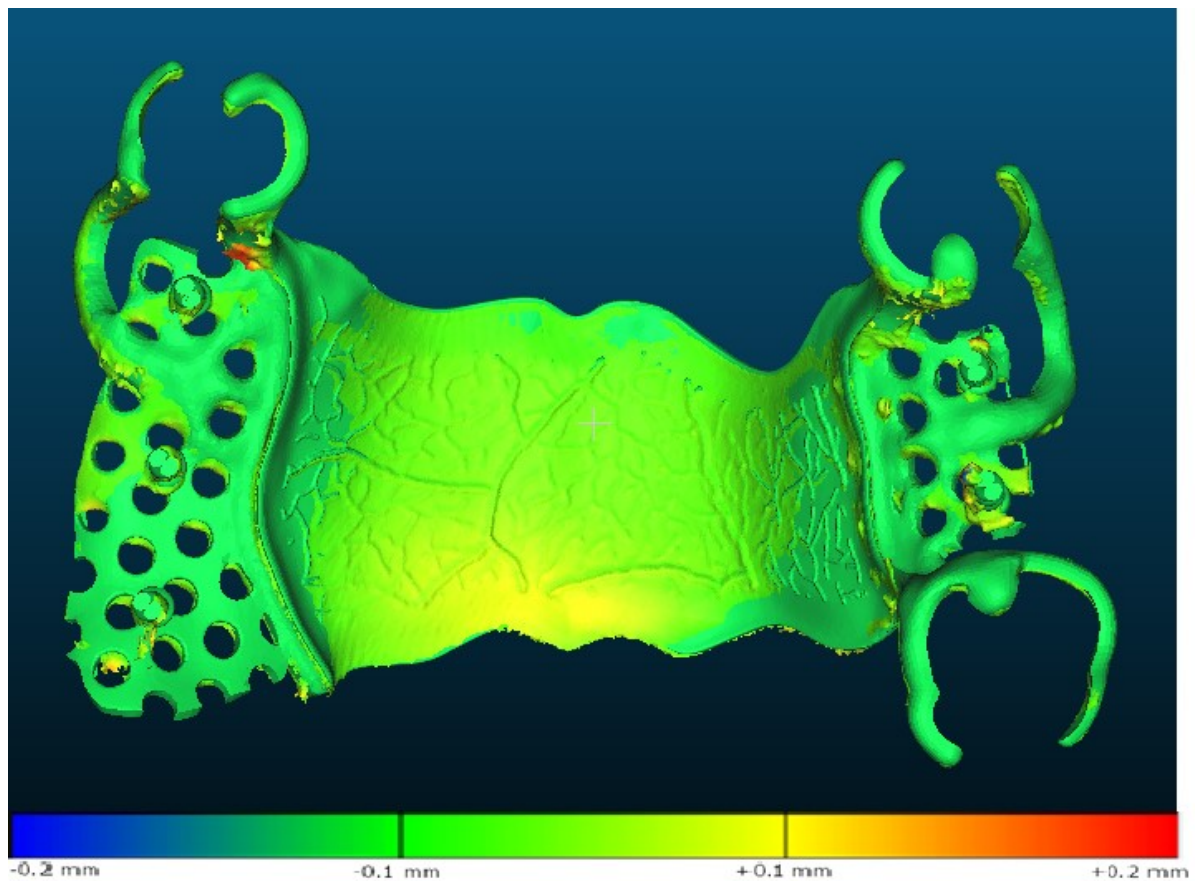


Abbildung 20: Metall-Modellgussgerüst 1

Drei der acht Histogramme der Kunststoffmodellgussgerüste sind in Abbildung 21 dargestellt. Auf der Abszissenachse sind wiederum die Abweichungen zum Referenzmodellgussgerüst dargestellt, auf der Ordinatenachse die Anzahl der Oberflächenwerte, die von der open-source-Software CloudCompare vermessen und berechnet wurden. In diesem Fall waren bei jedem der erstellten Histogramme ausgeprägte doppelte Peaks festzustellen, welche die vermehrt negativen Oberflächenabweichungen dieser Gruppe widerspiegeln, welche daher als minimal geringer und größer als das Referenzmodellgussgerüst zu interpretieren sind.

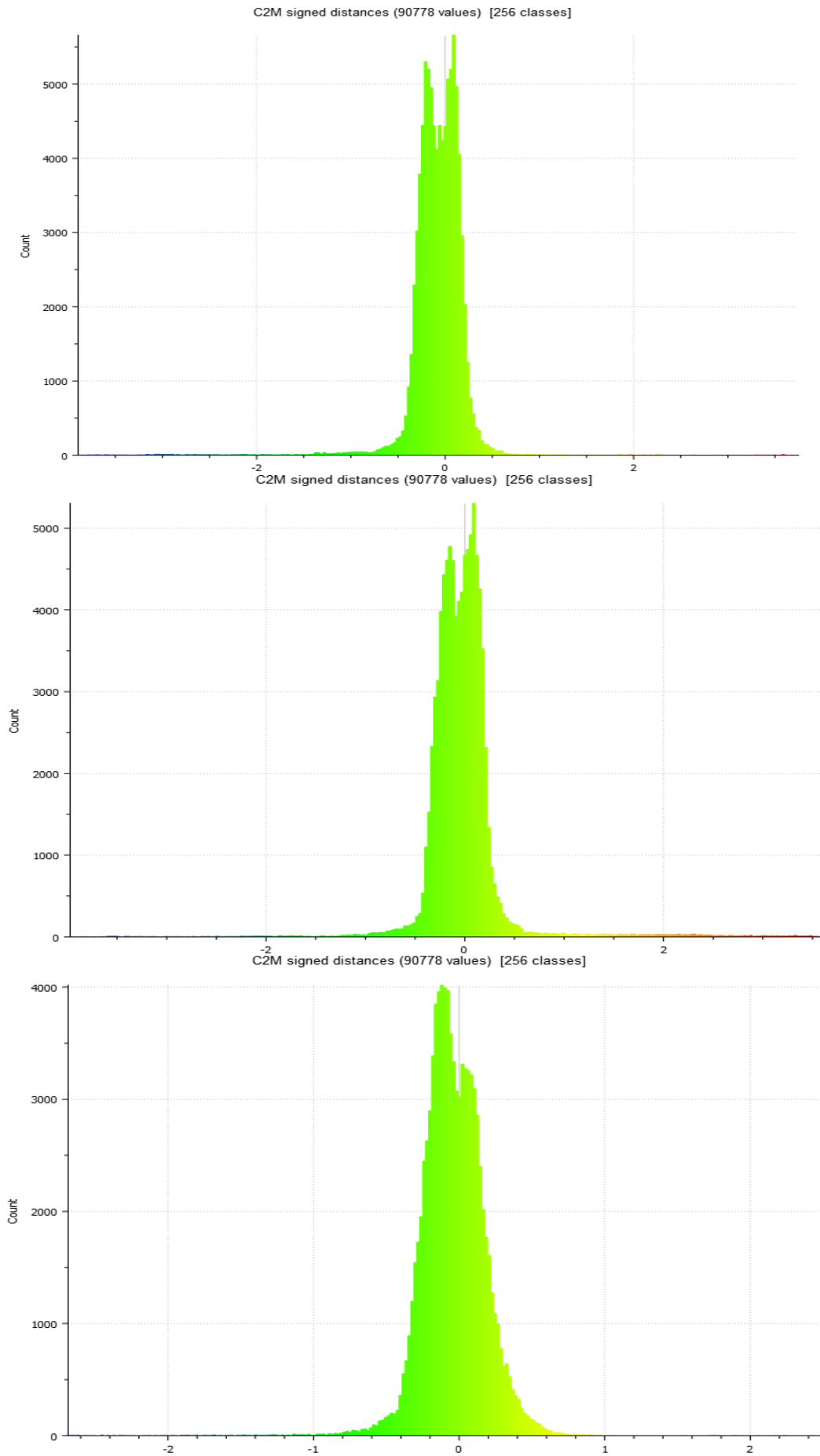


Abbildung 21: Histogramme der Kunststoffmodellgussgerüste

3.2 Vergleich Metall und Kunststoff

Die Tabelle 3 zeigt die Mittelwerte der Messungen, die Standardabweichungen sowie den Hypothesentest, welcher die statistische Signifikanz der Unterschiede untersucht. Die Werte beziehen sich dabei sowohl auf die 3D-gedruckten Kunststoff-, aber auch die Metall-Modellgussgerüste ohne Bezug zum Referenzmodellgussgerüst. In der Spalte „Sign. P“ sind alle signifikanten Unterschiede mit einem Stern markiert, wobei die Unterschiede sich bei der digitalen Messung etwas größer gestalteten als bei der Messung mithilfe der Schiebelehre. Je kleiner die Irrtumswahrscheinlichkeit p ist, desto größer der Mittelwertunterschied.

Methode	Abst	Material	Min	Max	Mittelwert	Standardabw.	Sign. p**
Digital	Klammer 1	Metall	5,65	6,28	5,92	0,18	p = 0,142
		Kunststoff	5,42	5,99	5,75	0,17	
	Klammer 2	Metall	6,82	7,09	6,95	0,11	p = 0,017*
		Kunststoff	6,95	7,50	7,11	0,19	
	Klammer 3	Metall	5,89	6,93	6,22	0,41	p = 0,612
		Kunststoff	6,06	6,85	6,32	0,27	
	Horizontal	Metall	30,89	31,53	31,25	0,24	p = 0,022*
		Kunststoff	31,46	31,53	31,50	0,02	
	Vertikal	Metall	16,82	17,10	16,99	0,10	p = 0,002*
		Kunststoff	16,43	16,90	16,63	0,16	
Aufruhe	Metall	19,47	19,65	19,59	0,06	p = 0,005*	
	Kunststoff	19,17	19,52	19,39	0,10		
Schiebelehre	Klammer 1	Metall	5,75	6,00	5,92	0,10	p = 0,596
		Kunststoff	5,50	6,00	5,88	0,18	
	Klammer 2	Metall	6,70	7,00	6,88	0,10	p = 0,038*
		Kunststoff	6,80	7,40	7,00	0,18	
	Klammer 3	Metall	6,00	6,80	6,24	0,33	p = 0,943
		Kunststoff	6,00	6,60	6,25	0,26	
	Horizontal	Metall	30,80	31,60	31,24	0,28	p = 0,065
		Kunststoff	31,40	31,50	31,48	0,05	
	Vertikal	Metall	16,80	17,20	17,03	0,16	p = 0,011*
		Kunststoff	16,50	17,00	16,75	0,17	
	Aufruhe	Metall	19,50	19,80	19,66	0,12	p = 0,011*
		Kunststoff	19,30	19,60	19,48	0,10	

Tabelle 3: Vergleich Metall und Kunststoff

**T-Test für verbundene Stichproben

Die größten Diskrepanzen und die geringste Signifikanz waren bei den Messungen für „Vertikal“, „Horizontal“ und „Aufruhe“ gegeben. Die grafische Darstellung erfolgte mittels Fehlerbalken-Diagrammen, wie in Abbildung 22, 23, 24, 25 und 26 ersichtlich,

welche die einzelnen Diagramme inklusive der Mittelwerte und dem dazugehörigen Konfidenzintervall („95 % CI“) darstellen und die einzelnen Werte der unterschiedlichen Methoden zusammenfassen.

Abbildung 22 und 23 stellen die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten der Klammern 1-3 und dem jeweiligen Konfidenzintervall („95% CI“) aller Modellgussgerüste aus Kunststoff und Metall verglichen zum Referenzmodellgussgerüst dar; die Werte liegen dabei über oder unter dem des Referenzgerüsts; einerseits gemessen mit der digitalen Methode und andererseits mit der analogen Methode. Die größte Abweichung zum Referenzmodellgussgerüst zeigt sich bei „Klammer 3“, welche sich in beiden Messmethoden widerspiegelt.

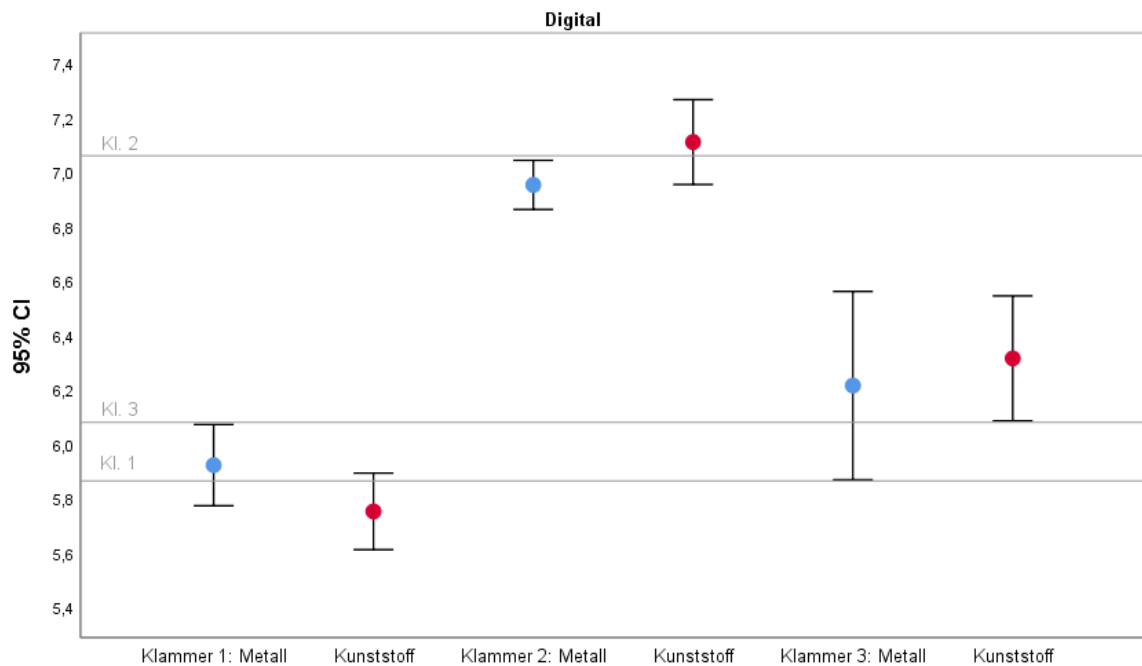


Abbildung 22: Grafische Darstellung mit Fehlerbalken-Diagrammen vom Vergleich Metall zu Kunststoff

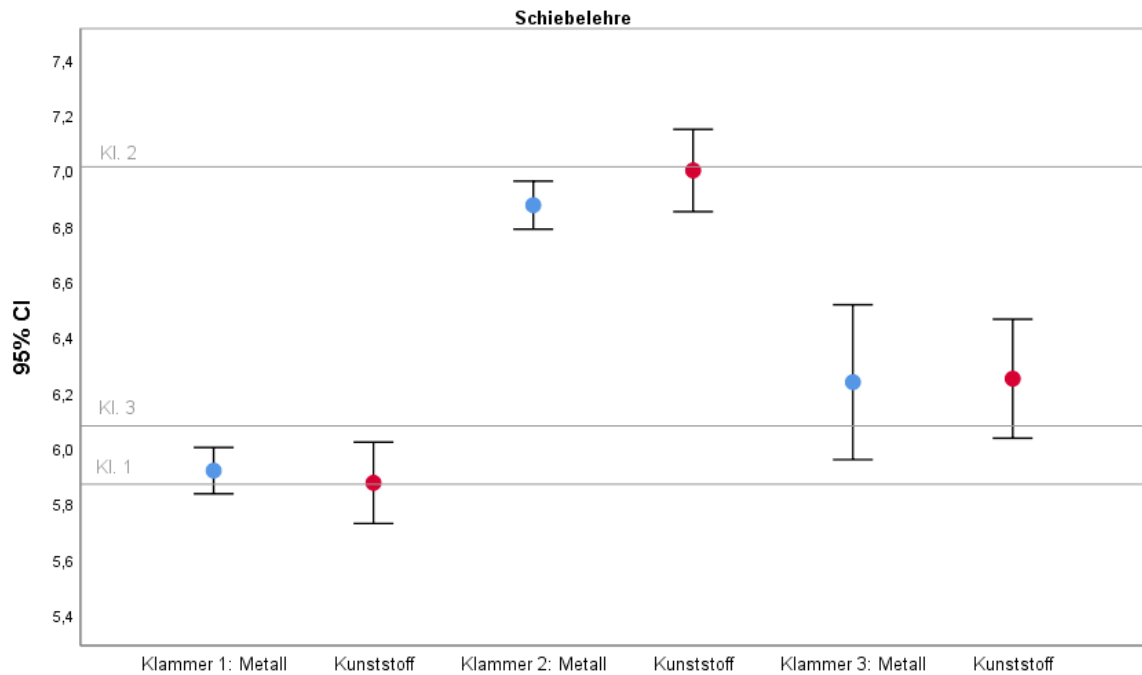


Abbildung 23: Vergleich digitale Messung und Messung Schiebelehre mit dem Referenzmodellgussgerüst

Abbildung 24 stellt die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten der Messstrecke „Horizontal“ und dem jeweiligen Konfidenzintervall („95 % CI“) aller Modellgussgerüste aus Kunststoff und Metall verglichen zum Referenzmodellgussgerüst dar; die Werte liegen dabei über oder unter dem des Referenzgerüsts; einerseits gemessen mit der digitalen Methode und andererseits mit der analogen Methode. Eine große Abweichung vom Referenzmodellgussgerüst ist bei den Gerüsten aus Metall erkennbar.

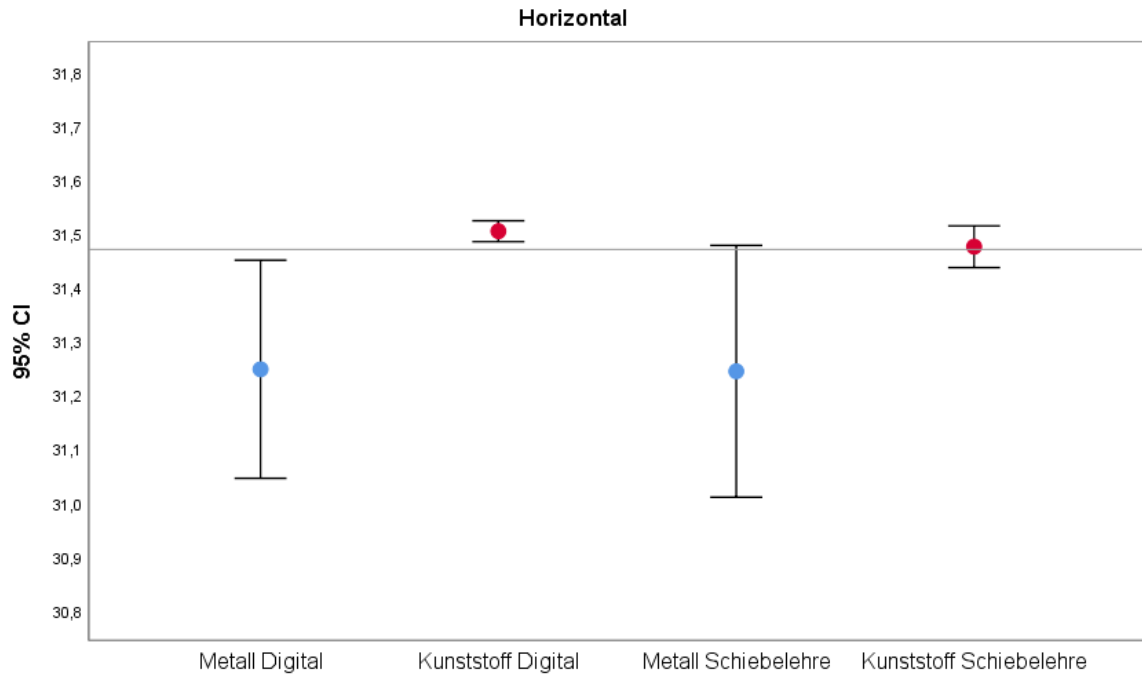


Abbildung 24: Vergleich „Horizontal“ von Kunststoff zu Metall durch Messung mit Schiebelehre und digitaler Methode

Abbildung 25 stellt die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten der Messstrecke „Vertikal“ und dem jeweiligen Konfidenzintervall („95 % CI“) aller Modellgussgerüste aus Kunststoff und Metall verglichen zum Referenzmodellgussgerüst dar; die Werte liegen dabei über oder unter dem des Referenzgerüsts; einerseits gemessen mit der digitalen Methode und andererseits mit der analogen Methode. Eine große Abweichung vom Referenzmodellgussgerüst ist bei den Gerüsten aus Kunststoff erkennbar.

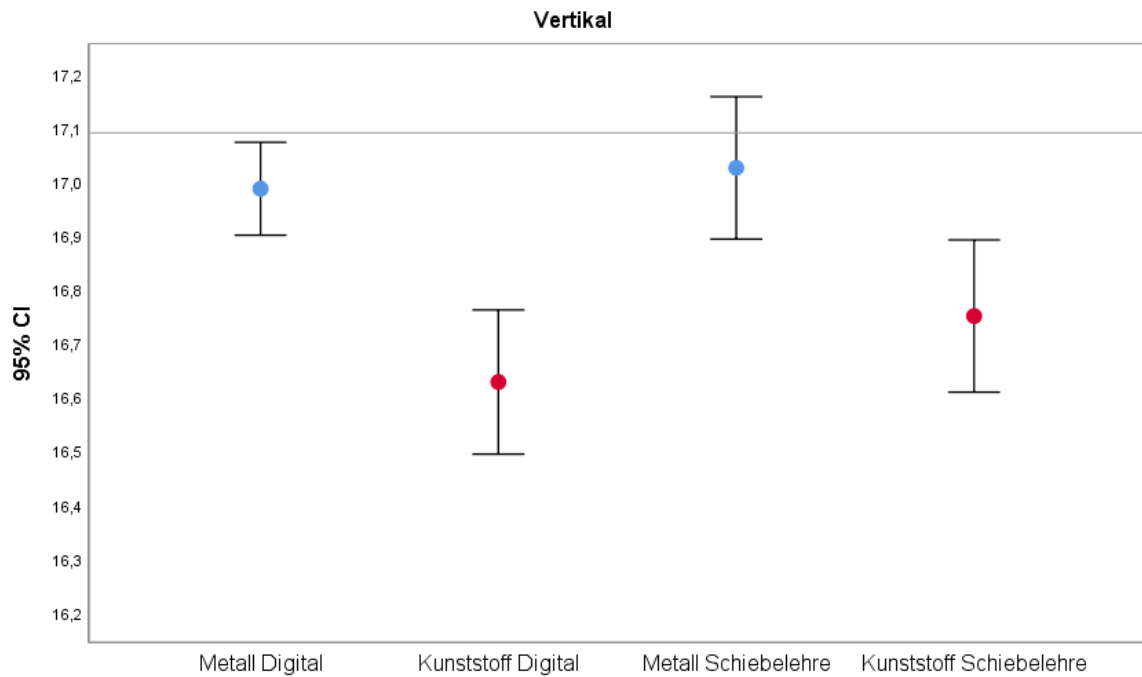


Abbildung 25: Vergleich „Vertikal“ von Kunststoff zu Metall durch Messung mit Schiebelehre und digitaler Methode

Abbildung 26 stellt die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten der Messstrecke „Aufruhe“ und dem jeweiligen Konfidenzintervall („95 % CI“) aller Modellgussgerüste aus Kunststoff und Metall verglichen zum Referenzmodellgussgerüst dar; die Werte liegen dabei über oder unter dem des Referenzgerüsts; einerseits gemessen mit der digitalen Methode und andererseits mit der analogen Methode. Auffällig ist, dass die Messstrecken der Gerüste aus Kunststoff in Summe geringer ausfallen als die des Referenzmodellgussgerüsts.

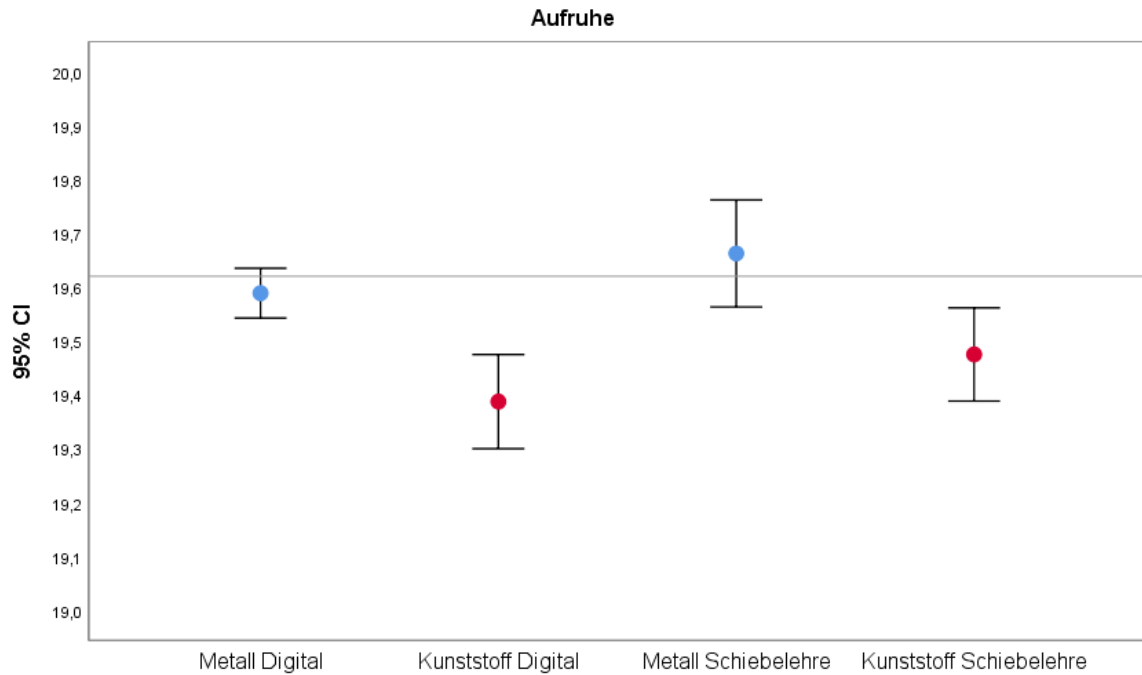


Abbildung 26: Vergleich „Aufruhe“ von Kunststoff zu Metall durch Messung mit Schiebelehre und digitaler Methode

Das Referenzmodellgussgerüst lag bei allen Fehlerbalken-Diagrammen zwischen den Werten für die Kunststoff- und Metallmodellgussgerüste, bis auf „Klammer 3“ und „Vertikal“ – hier lag es darunter. Bei der Messstrecke „Horizontal“ lag der Mittelwert der Metall-Modellgussgerüste als größte Abweichung unter dem des Referenzmodellgerüsts, wobei die streuenden Werte mit dem dazugehörigen Konfidenzintervall („95 % CI“) auch eine große Abweichung zeigten und nahezu vollständig unter dem Wert des Referenzgerüsts lagen.

Digital-Schiebelehre	Min	Max	Mittelwert	Standardabw.	Korrelation (ICC)
Klammer 1	-0,27	0,28	-0,06	0,14	ICC = 0,780
Klammer 2	-0,05	0,27	0,09	0,08	ICC = 0,929
Klammer 3	-0,19	0,25	0,02	0,11	ICC = 0,968
Horizontal	-0,13	0,13	0,02	0,07	ICC = 0,973
Vertikal	-0,30	0,09	-0,08	0,09	ICC = 0,952
Aufruhe	-0,18	0,12	-0,08	0,09	ICC = 0,872

Tabelle 4: Genauigkeit der digitalen Messung im Vergleich zur Schiebelehre

Tabelle 4 zeigt die Mittelwerte der Abweichungen, die Standardabweichungen sowie den *Interrater-Korrelationskoeffizient* (ICC) beider Methoden unter Berücksichtigung aller 3D-gedruckten Kunststoff- und Metall-Modellgussgerüste, wobei der ICC zwischen 0 und 1 liegen kann und eine höhere Übereinstimmung aufweist, je näher er bei 1 liegt. In diesem Fall lagen die Mittelwerte zwischen -0.08 mm bis +0.09 mm mit Standardabweichungen von 0.07 mm bis 0.14 mm. Der niedrigste ICC lag bei 0.780 und der höchste bei 0.973.

Methode	Abst	Material	Min	Max	Mittelwert	Standardabw.	Sign. p**
Digital	Klammer 1	Metall	-0,41	0,22	-0,05	0,18	p = 0,142
		Kunststoff	-0,12	0,45	0,12	0,17	
	Klammer 2	Metall	-0,03	0,24	0,11	0,11	p = 0,017*
		Kunststoff	-0,44	0,11	-0,05	0,19	
	Klammer 3	Metall	-0,85	0,19	-0,14	0,41	p = 0,612
		Kunststoff	-0,77	0,02	-0,24	0,27	
	Horizontal	Metall	-0,06	0,58	0,22	0,24	p = 0,022*
		Kunststoff	-0,06	0,01	-0,03	0,02	
	Vertikal	Metall	-0,01	0,27	0,10	0,10	p = 0,002*
		Kunststoff	0,19	0,66	0,46	0,16	
	Aufruhe	Metall	-0,03	0,15	0,03	0,06	p = 0,005*
		Kunststoff	0,10	0,45	0,23	0,10	

Tabelle 5: Differenzen von Kunststoff und Metall zum Referenzmodellgussgerüst (negative und positive Werte); (Berechnung: Differenz = Referenzmodellgussgerüst-Messung)

**T-Test für verbundene Stichproben

Tabelle 5 zeigt den maximalen und den minimalen Abstand zum Referenzmodellgussgerüst, die Mittelwerte der Messungen, die Standardabweichungen sowie den Hypothesentest beider Methoden unter Berücksichtigung aller 3D-gedruckten Kunststoff- und Metall-Modellgussgerüste. In der letzten Spalte (Sign. p) sind alle signifikanten Unterschiede mit einem Stern markiert. Die Mittelwerte reichen von -0.24 mm bis +0.46 mm mit Standardabweichungen von 0.02 mm bis 0.41 mm.

Abbildung 27 stellt die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten und dem jeweiligen Konfidenzintervall („95% CI“) aller Modellgussgerüste aus Kunststoff und Metall verglichen zum Referenzmodellgussgerüst dar; die Werte liegen dabei entweder im positiven oder im negativen Bereich. Auffällig ist, dass die größte Abweichung der Kunststoffgerüste im Bereich „Vertikal“, bei den Metallgerüsten im Bereich „Horizontal“ liegt.

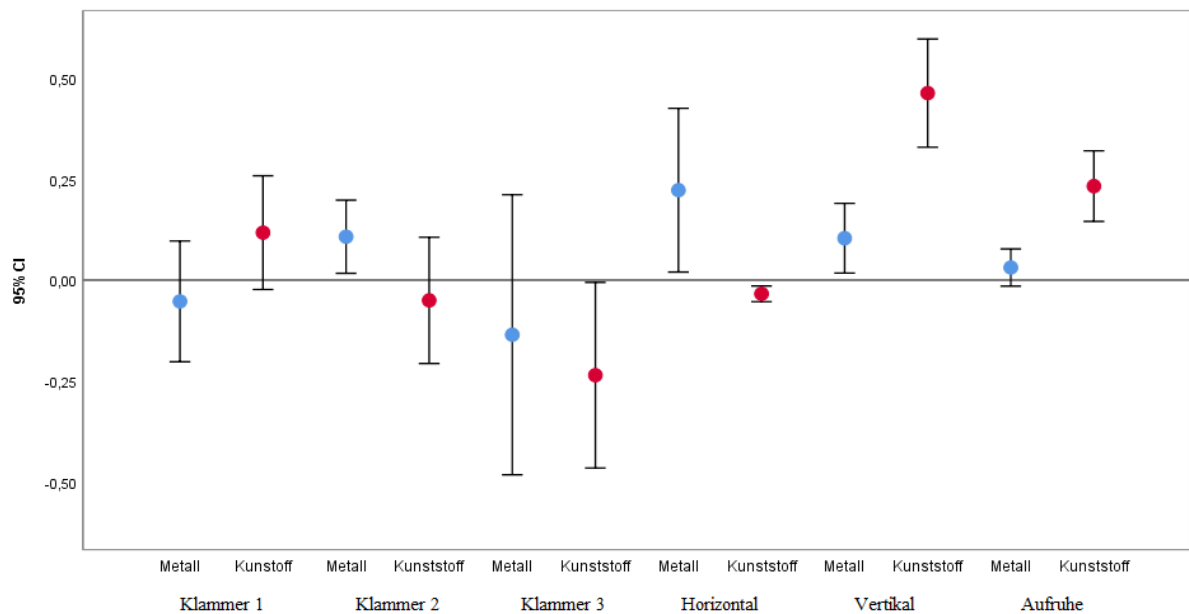


Abbildung 27: grafische Darstellung der negativen und positiven Abweichungen zum Referenzmodellgussgerüst

4 Diskussion

Wie den Ergebnissen zu entnehmen, reichten bei den unterschiedlichen Modellgussgerüsten aus Metall die Standardabweichungen der digitalen Vermessungsmethode von 0.06 mm bis 0.41 mm, die Standardabweichungen durchgeführt mit der Schiebelehre von 0.10 mm bis 0.33 mm. Bei den Werkstücken aus Kunststoff reichten die Standardabweichungen, durchgeführt mit der digitalen Methode, von 0.02 mm bis 0.27 mm und die Messstrecken, welche mit der analogen Methode eruiert wurden, von 0.05 mm bis 0.26 mm. Da die Standardabweichungen relativ niedrig sind, kann man daher von einem ziemlich präzisen Druckprozess sprechen, welcher mit minimalen Adaptationen auch klinisch angewandt werden könnte.

Anhand der Ergebnisse ist außerdem zu erkennen, dass die Metallmodellgussgerüste welche mit einem SLM-Drucker (Mlab cusing R, 100 W Faserlaser, Concept-Laser®, Deutschland) hergestellt wurden, in den erstellten Histogrammen Peaks hatten, die sich im negativen Bereich bewegten, also kleiner als das Referenzmodellgerüst waren, was bedeutet, dass eine Abweichung der Oberflächenwerte vorliegt und sich die Mediane dieser Werte im negativen Bereich befinden. Der Hauptteil der gemessenen Oberflächenwerte fällt damit kleiner aus als beim Referenzmodellgerüst. In einer Studie von Sokolowski et al aus dem Jahr 2018, der zehn Zahnreplikate nach Weisheitszahnextraktionen erstellte, welche mit demselben SLM-Drucker hergestellt wurden, kam zu ähnlichen Oberflächenwerten (Sokolowski *et al.*, 2018). Grundsätzlich handelt es sich im Vergleich zum Referenzmodellgerüst trotzdem um einen relativ präzisen Druck mit Mittelwerten von -0.14 mm bis 0.22 mm und einer Standardabweichung von 0.06 mm bis 0.41 mm. Die Abweichungen waren besonders in jenem Segment vorzufinden, wo die Stützstifte entfernt wurden: Einerseits kam es in diesem Bereich zu minimalen Vergrößerungen, was auf eine mangelhafte Glättung zurückzuführen sein könnte, andererseits wurde in manchen Fällen bei der Entfernung der Stützstifte eventuell etwas zu viel Substanz abgetragen. Auch die übliche Nachbehandlung gedruckter Elemente aus Kobalt-Chrom mit Sandstrahlen würde einen weiteren geringen Substanzabtrag zur Folge haben; auf diese Nachbehandlung wurde aber im Rahmen der vorliegenden Studie verzichtet.

Nicht nur die Segmente um die Stützstifte wiesen eine Schrumpfung der Oberflächenwerte auf, sondern die Metallgerüste als Ganzes, wobei vor allem die Messstrecke „Horizontal“

mit einem Mittelwert von 31.25 mm und einer Standardabweichung von 0.24 mm eine sehr hohe Diskrepanz zum Referenzmodellgussgerüst zeigte. Da diese Messstrecke der längsten vermessenen Distanz entsprach und die anderen Messwerte wie „Klammer 1-3“ und „Vertikal“ unauffälliger Werte aufwiesen, kann davon ausgegangen werden, dass die Länge der Strecke direkt proportional zu den möglichen Oberflächenabweichungen und Diskrepanzen ist.

Auch eine falsche Konstruktion und Anordnung im dreidimensionalen Raum jenes Objektes, welches durch den 3D-Drucker erstellt werden soll, kann einen negativen Einfluss auf das Endergebnis und die Passung haben. In der vorliegenden Studie wurden die Modellgussgerüste vertikal zur Oberfläche konstruiert und anschließend gedruckt, um etwaige Verzögerungen durch zu viele Supports zu minimieren. Es konnte festgestellt werden, dass eine horizontale Position während des Druckvorgangs zu einem verstärkten Verzug führt – es wird vermutet, dass auch die Dicke und Neigung der Supports, welche beide in der Software nur begrenzt adaptiert werden können, einen Einfluss auf Verzug und Verformung haben könnten. So waren mehr Verzug und größere Oberflächenabweichungen bei einer längeren Distanz der Stützstifte zu erkennen.

Die im Schnitt erhöhte Standardabweichung von 0.41 mm der Klammer 3 bei den Metallmodellgussgerüsten könnte darauf zurückzuführen sein, dass der verwendete Durchmesser des kleinen Verbinders, welcher zum bukkalen Klammerarm führt, für die vorhandene Strecke zu gering war und es dadurch zu dieser hohen Abweichung gekommen ist. Möglich ist auch, dass Klammerarme, die in unterschiedlichen Winkeln zur Horizontalebene stehen, oder die Endabschnitte der Klammerarme durch die erschwerte Reproduzierbarkeit zu Scanungenauigkeiten führen. Trotz des Einsprühens mit einem speziellen Scan-Spray, welcher die Oberfläche für den Scanvorgang verbessert und mögliche Spiegelungen eliminiert, waren gewisse Bereiche der Modellgussgerüste – besonders auffällig die Klammer 1 (bukkaler Klammerarm) und die Klammer 3 (bukkaler Klammerarm) – mit einer erhöhten Standardabweichung gekennzeichnet, was darauf hinweisen könnte, dass diese nicht ausreichend vom verwendeten Scanner erkannt wurden. Die anschließende Behandlung der Cobalt-Chrom-Modellgussgerüste nach der Herstellung im 3D-Drucker mit einer Temperatur von 1100 Grad ist essenziell, um Spannungen zu eliminieren sowie eine Schrumpfung des Werkstückes zu vermeiden. Dieses Nachbehandlungsverfahren wird auch dazu verwendet, Verbesserungen der mechanischen Eigenschaften von Legierungen zu erzielen, wurde aber mit erhöhter Korrosion bei lasergesinterten Cobalt-Chrom-Legierungen in Verbindung gebracht (Segbaya, 2014). Die

mit dem professionellen 3D-Drucker Asiga Freeform Pro2 angefertigten Modelle wiesen im Vergleich zum digitalen Referenzmodell Mittelwerte von -0.24 mm bis +0.46 mm mit Standardabweichungen von 0.02 mm bis 0.27 mm auf, was ebenfalls für einen präzisen Fertigungsprozess spricht.

Auffällig bei den kunststoff-gedruckten Modellgussgerüsten waren die doppelten Peaks der Histogramme, die vor allem auf Oberflächenabweichungen im negativen Bereich hinweisen, jedoch in Bezug auf das Referenzmodellgussgerüst teilweise im positiven und teilweise im negativen Bereich ondulieren. Daraus lässt sich eventuell ableiten, dass die Oberflächenbereiche der gedruckten Kunststoffmodellgussgerüste einerseits zu groß, andererseits aber auch an anderen Stellen zu klein ausfallen. Dies wäre dadurch erklärbar, dass es durch den gleichzeitigen Druck von zwei oder mehreren Modellgussgerüsten bei der Aushärtung zu überlagernden Positionen der einzelnen Modellgussgerüste kommen kann, wodurch diese nicht gleichmäßig mit dem UV-Licht ausgehärtet werden, was wiederum zu Abweichungen bzw. fehlerhaften Konstruktionen führen kann.

Weiters kann auch die druckereigene Software zu möglichen Fehlerquellen führen. Da das Modellgussgerüst vor jedem Druckvorgang in einem definierten Raster ausgerichtet werden muss, kann es passieren, dass durch eine mögliche Positionierungsänderung das UV-Licht einige Bereiche nicht adäquat erfasst und somit nicht ausreichend polymerisiert.

In einer Diplomarbeit von Fabian Fessler aus dem Jahr 2020, der 40 3D-Modelle, jeweils zehn Mal mit vier verschiedenen 3D-Druckern fertigte, waren die auffallenden Doppelpeaks des industriellen DLP-Druckers Asiga Freeform PRO2 ebenfalls zu beobachten (Fessler, 2020). Um den definitiven Ursprung dieser Diskrepanzen zu eruieren, wären weitere Messungen mit unterschiedlichen Parametern, die unter anderem die Umgebungstemperatur betreffen, notwendig (Fessler, 2020); diese Messwerte könnten als Grundlage für eine weiterführende Studie dienen.

Eine weitere Möglichkeit für die Verzerrung in Form der doppelten Peaks könnte auch eine Fehlerquelle in der Datenübertragung durch das STL-Format sein; in einer weiterführenden Studie könnte daher eruiert werden, ob die Modellgussgerüste aus Kunststoff durch ein anderes Dateiformat idente Abweichungen aufweisen würden.

Wie auch bei den Metallgerüsten kam es auch bei den Kunststoffgerüsten zudem zu erhöhten Abweichung beim Messwert „Vertikal“, bei welchem mit einem Mittelwert von 0.46 mm und einer Standardabweichung von 0.16 mm signifikant niedrigere Messwerte erzielt wurden als beim Referenzmodellgussgerüst bzw. bei den äquivalenten Modellen aus Metall. Dies dürfte, wie bereits im oberen Abschnitt für die Kobalt-Chrom-

Modellgussgerüste beschrieben, durch Fehler bedingt sein, welche bei der manuellen Entfernung der Stützstifte zustande gekommen sein könnten.

Die digitalen sowie die analogen Abmessungen wurden an demselben Tag, in derselben Zeiteinheit und unter denselben Bedingungen von einer einzigen Person eruiert und ausgewertet. Die Tatsache, dass dadurch trotzdem eine Fehlerwahrscheinlichkeit durch menschliches Versagen besteht, lässt sich nicht dementieren. Weitere Fehlerquellen, neben der Abnahme von zu viel Material beim Entfernen der Stützstifte, können auch direkt schon im Rahmen des Scanvorganges passieren: Eine konstante Messung der Temperatur sowie die Tatsache, dass der Arbeitsablauf erst dann gestartet werden darf, wenn der Scanner auf Betriebstemperatur ist, sind notwendig, da auch die Beleuchtungsstärke und Farbtemperatur die Präzision eines Scanners beeinflussen und damit zu Scan-Abweichungen führen können (Kihara *et al.*, 2020).

Ein weiteres Fehlerpotential bei der Herstellung von Modellgussgerüsten findet sich im Abnehmen der Originalabdrücke von den Zähnen und dem umgebenden Weichgewebe, wenn dies nicht adäquat durchgeführt beziehungsweise der Abdruck nicht optimal ausgegossen wurde; außerdem kann es vom theoretischen Entwurf bis hin zum endgültig gefertigtem Produkt auch immer zu menschlichen Fehlern kommen, so zum Beispiel bei der Interpretation der Anweisungen der Zahnärzt*innen oder bei der Gestaltung des Gerüsts, was wiederum die Qualität von CAD/CAM- und RP-Technologie-gestützten Prothesen beeinflussen kann (Eggbeer, Bibb and Williams, 2005).

Andere vergleichbare Studien umfassten beispielsweise die von Örtorp *et al* aus dem Jahr 2011, wo die marginale und interne Passung von festsitzenden dentalen Prothesen aus Kobalt–Chrom *in vitro* bewertet und verglichen wurde. Auch bei dieser Studie wurden die Gerüste mit vier unterschiedlichen Fertigungstechniken hergestellt, um zu eruieren in welchem Bereich die größte Fehlpassung vorhanden ist. Die festsitzenden Prothesen wurden auf ein Modell zementiert und im Querschnitt standardisiert. Die Dicke der Zementschichten der Rand- und Innenspalten wurden mit einem Stereomikroskop gemessen und anschließend mit einer Mess-Software ausgewertet. Die statistischen Analysen wurden mit der einfaktoriellen ANOVA und dem Tukey-Test durchgeführt, wobei die Autor*innen herausfanden, dass die beste Passung in der Gruppe des Direkten-Laser–Metall–Sinterns (DLMS) bestand, gefolgt von gefrästem Wachs mit

Wachsausschmelzverfahren, konventionellem Wachsausschmelzverfahren und gefrästem Cobalt–Chrom (Örtorp *et al.*, 2011).

Eine weitere Studie von Kim *et al.* aus dem Jahr 2013 untersuchte ebenfalls die Passform von gedruckten, festsitzenden Prothesen. Es wurde der Randschluss von dreigliedrigen festsitzenden dentalen Prothesen, welche mit einem neu entwickelten Direkt-Laser-Metall-Sinter-System hergestellt wurden, mit der Passung eines dreiteiligen Zahnersatzes, welcher mittels konventionellem Wachsausschmelzverfahren hergestellt wurde, verglichen. Den Ergebnissen zufolge waren die Randpassungen der festsitzenden dentalen Prothesen jener Gruppe, welche mit dem DMLS-System hergestellt wurden, signifikant schlechter als die der Gruppe mit der konventionellen Methode, und hatten etwas größere Lücken als für den akzeptablen Bereich erlaubt. Die Studie kam zu dem Schluss, dass für eine erfolgreiche klinische Anwendung einer Verbesserung des DMLS-Systems erforderlich wäre (Kim *et al.*, 2013).

Erwähnenswert ist auch die Studie von Aljawad aus dem Jahr 2013, der resümiert, dass Gerüste für herausnehmbare Teilprothesen, die durch Photopolymerisation hergestellt wurden, zwar eine weitere Bearbeitung erfordern, aber eine kostengünstige Option für Dentallabore darstellen, wenn jene sich keine höherpreisigen SLM-Geräte leisten können. Er kam zu dem Resümee, dass SLM ein Fertigungsverfahren ist, welches eine erhöhte Geschwindigkeit und Flexibilität bietet, indem es viele physische Schritte eliminiert, wie sie beim Feinguss anfallen. Obwohl beide Techniken eine manuelle Nachbearbeitung erfordern, bieten SLM-gefertigte Gerüste besser vorhersagbare klinische Ergebnisse, da der Prozess digital gesteuert wird und somit eine standardisierte Methode zur Herstellung von Dentalgeräten erlaubt (Aljawad, 2013).

Eine Untersuchung von Al-Haj Husain aus dem Jahr 2020, der eine Zahn-Implantat-abnehmbare Teilprothese durch einen digitalen Arbeitsablauf herstellte, kam zu dem Ergebnis, dass die digitalen Methoden viele Vorteile in Bezug auf Behandlungsdauer, hohe Präzision und Qualität mit sich bringen. In der Untersuchung wurden die Gesamtkosten, einschließlich der Kosten für das Dentallabor, mit einer konventionell hergestellten herausnehmbaren Teilprothese verglichen, was in einer Gesamtkostenreduktion von 25 % resultierte (Al-Haj Husain *et al.*, 2020).

Die Vorteile bei der Einführung der digitalen Technologie im Bereich der herausnehmbaren Teilprothesen sind also unter anderem die reduzierte Zeit der Herstellung, verbesserte Qualität und eine adäquatere Passform. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass alle Studien aussagekräftige Beweise liefern über die gute, meist sogar

exzellente Passung von herausnehmbaren Zahnersätzen, welche durch CAD/CAM und dreidimensionale Drucktechnologien hergestellt wurden (Arafa, 2018).

Auch anhand der Ergebnisse der hier durchgeführten Studie ist zu erkennen, dass die beiden verwendeten 3D-Drucker präzise Modellgussgerüste fertigen und dadurch konstante Druckprozesse erreicht werden können. Um die Aussagekraft der Studie zu erhöhen, müsste jedoch eine höhere Anzahl von Vergleichsmodellgussgerüsten untersucht werden. Dafür wären weitere Untersuchungen indiziert, bei welchen unterschiedliche Materialien für die eingesetzten 3D-Drucker verwendet oder eine unterschiedliche Software für den Druckvorgang eingesetzt werden könnten. Weitere zukünftige Forschungsideen betreffen eine Veränderung der Position der Modellgussgerüste im Rasterfeld des 3D-Druckers, eine individuelle Adaptation, indem zum Beispiel der Durchmesser vergrößert wird, außerdem die Stützstifte und andere Strukturen des Werkstückes, wie zum Beispiel die Klammern, sowie eine Veränderung der Anzahl der Supports.

Zusätzlich wären außerdem kombinierte Technologien interessant, wie zum Beispiel die Hybride Fertigung, welche neu auf den Markt gekommen ist und verspricht, die Reproduzierbarkeit, die Qualität und die Präzision zu erhöhen. Sie arbeitet mit gängigen Zahnmaterialien wie zum Beispiel Zirkonoxid, Kobalt-Chrom, Titan, Glaskeramik, PMMA, PEEK oder Gips. Dentale Werkstücke, welche durch additive Technologien aus Kobalt-Chrom und Titan hergestellt werden, weisen häufig eine hohe Oberflächenrauigkeit und sogenannte Haltestifte (Supports) auf – diese können durch die hybride Fertigung mit Hilfe von hochpräzisen Fräsmaschinen nachbearbeitet und adaptiert werden. Die Kombination aus der additiven (Lasersintern) und subtraktiven (Fräsen) Fertigung eröffnet daher nicht nur viele neue Fertigungswege und weitere Geschäftsmodelle, sondern stellt auch eine zukunftssträchtige Alternative dar, gerade in der Zahnmedizin, wo eine perfekte Passung und ein dichter Randschluss essenziell für den Erfolg der Behandlung sind (www.datron.de, 2021).

5 Conclusio

Additive Fertigungsverfahren sind Technologien, die eine erhöhte Geschwindigkeit und Flexibilität bei der Fertigung von Prothesen bieten, indem sie viele physische Schritte eliminieren, wie sie zum Beispiel bei den konventionellen Techniken anfallen – sie reduzieren damit die Dauer der Gesamtbehandlung, die Folgekosten und den Materialabfall. Da der 3D-Druck immer mehr an Popularität gewinnt, ist es für Praktiker*innen essenziell, sich mit dieser Technologie vertraut zu machen (Segbaya, 2014; Al-Haj Husain *et al.*, 2020). Der 3D-Druck bietet neben der präoperativen Planung und der besseren Kenntnis der 3D-Anatomie für Chirurg*innen (Martelli *et al.*, 2016) auch andere wesentliche Vorteile, wie die reduzierte Zeit der Herstellung, verbesserte Qualität, eine adäquatere Passform (Arafa, 2018), umfangreiche Individualisierung, Personalisierung von digitalen Dateien, sowie sofortige Verfügbarkeit, da die Datensätze archiviert werden und in weiterer Folge an auswärtige Labore weitertransferiert werden können, wodurch die Produktionskette optimiert und beschleunigt werden kann (Lee *et al.*, 2015; Al-Haj Husain *et al.*, 2020).

Die Nachteile des 3D-Drucks sind neben den hohen Anschaffungskosten und den laufenden Kosten auch das oft mangelnde Grundwissen für die Technologie und eventuell auftretende technische Probleme (Lee *et al.*, 2015; Martelli *et al.*, 2016; Al-Haj Husain *et al.*, 2020).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen einerseits, dass eine hohe Kongruenz der Oberflächen zwischen den 3D-gedruckten Modellgussgerüsten und dem Referenzmodell besteht; es aber in bestimmten Bereichen Abweichungen und Diskrepanzen gibt, welche einen perfekten Sitz auf einem gipsgefertigten Modell nicht ermöglichen. Nach heutigem Stand kann daher gesagt werden, dass die additiven Fertigungstechniken auf einem guten Weg zur Routine sind; verschiedene Bereiche wie die Herstellung, das Design, die Software sowie das Herstellungsverfahren aber noch verbessert und adaptiert werden müssen, um die Technologie vollständig in den täglichen Arbeitsablauf und in den Klinikalltag zu integrieren.

Für die Analyse und Bestimmung der Oberflächenabweichungen wurde das Programm CloudCompare®, eine open-source-Software, verwendet; aufschlussreich wären daher Vergleichsuntersuchungen mit diversen anderen Programmen, mit der Fragestellung, ob diese idente Ergebnisse erzielen würden.

Der Druckvorgang des 3D-Druckers Concept-Laser Mlab cusing R erfolgte durch die Software CAMbridge® 2013 (3shape, Kopenhagen, Dänemark). Auch dazu wäre eine Vergleichsstudie aufschlussreich, die eine andere Software für den Druckvorgang verwendet, in welcher die Supports individuell angepasst und divers positioniert werden können. Auch die verwendeten Materialien der beiden 3D-Drucker besitzen unterschiedliche Eigenschaften in ihrer Viskosität und in der Schrumpfungseigung, wodurch es zu unterschiedlichen Oberflächenabweichungen kommen kann; weiterführende Studien mit anderen Materialien wären daher ebenfalls aufschlussreich.

Schlussfolgernd ist zu sagen, dass diese Studie keine eindeutige Überlegenheit eines der beiden Verfahren nachweisen konnte, jedoch als Grundlage für weitere Studien dienen kann, und vor allem als Vergleich für zukünftige Studien, welche mit denselben Druckern, aber unterschiedlichen Materialien und Einstellungsmöglichkeiten durchgeführt werden.

6 Literaturverzeichnis

Ahmad, Irfan / Al-Harbi, F. (2019) *3D Printing in Dentistry 2019/2020*.

Akinyamoju, C. A. *et al.* (2019) 'Oral health-related quality of life: Acrylic versus flexible partial dentures', *Ghana Medical Journal*, 53(2), pp. 163–169. doi: 10.4314/gmj.v53i2.12.

Al-Haj Husain, N. *et al.* (2020) 'A digital cast-free clinical workflow for oral rehabilitation with removable partial dentures: A dental technique', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), pp. 680–685. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.008.

Aljawad, A. J. S. R. (2013) 'Retrospective Study of the Survival and Patient Satisfaction with Composite Dahl Restorations in the Management of Localised Anterior Tooth Wear', *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 21(1), pp. 44–48. doi: 10.1922/EJPRD.

Allen, P. F., Da Mata, C. and Hayes, M. (2019) 'Minimal intervention dentistry for partially dentate older adults', *Gerodontology*, 36(2), pp. 92–98. doi: 10.1111/ger.12389.

Almufleh, B. *et al.* (2018) 'Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), pp. 560–567.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.021.

Arafa, K. A. O. (2018) 'Assessment of the fit of removable partial denture fabricated by computer-aided designing/computer aided manufacturing technology', *Saudi Medical Journal*, 39(1), pp. 17–22. doi: 10.15537/smj.2018.1.20796.

Arnold, C. *et al.* (2018) 'Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), pp. 586–592. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.017.

Bharathi, M. *et al.* (2015) 'Partial edentulism based on kennedy's classification: An epidemiological study', *Journal of Contemporary Dental Practice*, 15(2), pp. 229–231. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1520.

Bohnenkamp, D. M. (2014) 'Removable partial dentures: Clinical concepts', *Dental Clinics of North America*, 58(1), pp. 69–89. doi: 10.1016/j.cden.2013.09.003.

Bourdiol, P. *et al.* (2020) 'Masticatory Adaptation to Occlusal Changes', *Frontiers in Physiology*, 11(April), pp. 1–17. doi: 10.3389/fphys.2020.00263.

Buchwald, S. *et al.* (2013) 'Tooth loss and periodontitis by socio-economic status and inflammation in a longitudinal population-based study', *Journal of Clinical Periodontology*, 40(3), pp. 203–211. doi: 10.1111/jcpe.12056.

Campbell, S. D. *et al.* (2017) 'Removable partial dentures: The clinical need for innovation', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(3), pp. 273–280. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.01.008.

Carneiro Pereira, A. L. *et al.* (2020) 'Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review', *Journal of Prosthetic Dentistry*, pp. 1–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.003.

Charyeva, O. O., Altynbekov, K. D. and Nysanova, B. Z. (2012) 'Kennedy Classification and Treatment Options: A Study of Partially Edentulous Patients Being Treated in a Specialized Prosthetic Clinic', *Journal of Prosthodontics*, 21(3), pp. 177–180. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00809.x.

Davidowitz, G. and Kotick, P. G. (2011) 'The Use of CAD/CAM in Dentistry', *Dental Clinics of North America*, 55(3), pp. 559–570. doi: 10.1016/j.cden.2011.02.011.

Dunham, D. *et al.* (2006) 'A clinical investigation of the fit of removable partial dental prosthesis clasp assemblies', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(4), pp. 323–326. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.02.001.

Eggbeer, D., Bibb, R. and Williams, R. (2005) 'The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks', *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 219(3), pp. 195–202. doi: 10.1243/095441105X9372.

Fastermann, P. (2004) *3D-Druck-Rapid Prototyping*, Books.Google.Com. Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cbdv.200490137/abstract%5Cnhttp://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=QDd7Okf4t5EC&oi=fnd&pg=PP19&dq=3D-Druck-Rapid+Prototyping&ots=3KjyVI2e7j&sig=4m73I5Sgu7TD2WZXvgs0QmnpU4s>.

Fastermann, P. (2012) *3D-Druck/Rapid Prototyping, Eine Zukunftstechnologie – kompakt erklärt*.

Fessler, F. (2020) 'Diplomarbeit Präzision von 3D-gedruckten Zahnmodellen unter'.

Gebhardt, A., Kessler, J. and Thurn, L. (2016) *3D-Drucken - Grundlagen und Anwendungen des Additive Manufacturing (AM)*.

Gerritsen, A. E. *et al.* (2010) 'Tooth loss and oral health-related quality of life: A systematic review and meta-analysis', *Health and Quality of Life Outcomes*, 8, pp. 1–11. doi: 10.1186/1477-7525-8-126.

Hans H. Caesar, K. M. L. (2007) *Die Teilprothese: Grundlagen, Konstruktion und zahntechnische Ausführung*.

<https://en.wikipedia.org> (2021) *CloudCompare*, 2021-last update. Available at: <https://en.wikipedia.org/wiki/CloudCompare>.

<https://www.asiga.com> (2021) *Printers*, 14.08.2018-last update. Available at: <https://www.asiga.com/products/printers/pro2/>.

<https://www.ge.com> (2020) *Concept Laser GmbH*, 15.12.2020-last update. Available at: <https://www.ge.com/additive/de/who-we-are/concept-laser>.

- Ibrahim Dincer Pouria Ahmadi, M. A. R. (2019) 'Zahnerhaltung Zusammenspiel von Wissenschaft, Praxis und industriellen Entwicklungen', *Journal of Chemical Information and Modeling*, pp. 1689–1699. doi: 10.1017/CBO9781107415324.004.
- Jeyapalan, V. and Krishnan, C. S. (2015) 'Partial edentulism and its correlation to age, gender, socio-economic status and incidence of various Kennedy's classes—a literature review', *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(6), pp. ZE14–ZE17. doi: 10.7860/JCDR/2015/13776.6124.
- Jordan, A. R. and Micheelis, W. (2016) 'Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)', *Dtsch Zahnärzterverlag DÄV GmbH, (Dms V)*, p. 617.
- Kihara, H. *et al.* (2020) 'Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review', *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2), pp. 109–113. doi: 10.1016/j.jpor.2019.07.010.
- Kim, J. J. (2019) 'Revisiting the Removable Partial Denture', *Dental Clinics of North America*, 63(2), pp. 263–278. doi: 10.1016/j.cden.2018.11.007.
- Kim, K. B. *et al.* (2013) 'An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system', *Dental Materials*, 29(7), pp. e91–e96. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.007.
- König, D. (2000) 'Festsitzende prothetische Versorgung des parodontal reduzierten Gebisses.', *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*, 110(2), pp. 147–161.
- Koyama, S. *et al.* (2010) 'Evaluation of factors affecting the continuing use and patient satisfaction with removable partial dentures over 5 years', *Journal of Prosthodontic Research*, 54(2), pp. 97–101. doi: 10.1016/j.jpor.2009.11.007.
- Krey, K. *et al.* (2015) 'Digitale Kieferorthopädie', pp. 537–560.
- Lang, L. A. and Tulunoglu, I. (2014) 'A critically appraised topic review of computer-aided design/computer-aided machining of removable partial denture frameworks', *Dental Clinics of North America*, 58(1), pp. 247–255. doi: 10.1016/j.cden.2013.09.006.
- Lee, K. Y. *et al.* (2015) 'Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth', *Korean Journal of Orthodontics*, 45(5), pp. 217–225. doi: 10.4041/kjod.2015.45.5.217.
- Lee Ventola, C. (2014) 'Medical applications for 3D printing: Current and projected uses', *P and T*, 39(10), pp. 704–711.
- Martelli, N. *et al.* (2016) 'Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review', *Surgery (United States)*, 159(6), pp. 1485–1500. doi: 10.1016/j.surg.2015.12.017.
- Miyazaki, T. *et al.* (2009) 'A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience', *Dental Materials Journal*, 28(1), pp. 44–56. doi: 10.4012/dmj.28.44.

Al Mortadi, N., Alzoubi, K. H. and Williams, R. (2020) 'A Scoping Review on the Accuracy of Fit of Removable Partial Dentures in a Developing Digital Context', *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, Volume 12, pp. 551–562. doi: 10.2147/ccide.s282300.

Nagayama, T. *et al.* (2020) 'Influence of retainer and major connector designs of removable partial dentures on the stabilization of mobile teeth: A preliminary study', *Dental Materials Journal*, 39(1), pp. 89–100. doi: 10.4012/dmj.2018-272.

Niarchou, A. P. *et al.* (2011) 'Partial edentulism and removable partial denture design in a dental school population: A survey in Greece', *Gerodontology*, 28(3), pp. 177–183. doi: 10.1111/j.1741-2358.2010.00382.x.

Nishiyama, H. *et al.* (2020) 'Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication', *Journal of Prosthodontic Research*, 64(1), pp. 98–103. doi: 10.1016/j.jprior.2019.05.002.

Van Noort, R. (2012) 'The future of dental devices is digital', *Dental Materials*, 28(1), pp. 3–12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.

NU Zitzmann - Deutscher Ärzte-Verlag, K. (2004) 'Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum', *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 59(11), pp. 617–625. Available at: https://www.zahnheilkunde.de/beitragpdf/pdf_2259.pdf.

Örtorp, A. *et al.* (2011) 'The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study', *Dental Materials*, 27(4), pp. 356–363. doi: 10.1016/j.dental.2010.11.015.

Pellizzer, E. P. *et al.* (2012) 'Prevalence of removable partial dentures users treated at the Aracatuba Dental School - UNESP', *Gerodontology*, 29(2), pp. 140–144. doi: 10.1111/j.1741-2358.2012.00653.x.

Perng-Ru Liu, DDS, MS, DMD; and Milton E. Essig, D. (2008) 'A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems', *Compendium of continuing education in dentistry*. Available at: <https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/2008/10/cad-cam-systems-update-a-panorama-of-dental-cad-cam-restorative-systems>.

Sabitzer, S. *et al.* (2018) 'Veränderungen der dentalen Situation in zunehmendem Alter Doktor der Zahnheilkunde'.

Sadek, S. A. and Elawady, D. (2019) 'Impact of removable partial denture type on patient satisfaction and abutment survival rate-RCT', *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 7(15), pp. 2513–2519. doi: 10.3889/oamjms.2019.668.

Sarić, B. *et al.* (2020) 'The Connection between Socioeconomic Inequalities and the Appearance of the Toothlessness in Mostar', *Psychiatria Danubina*, 32(1), pp. 576–582.

Schwalbach, M. (2020) 'Einfluss des Zahnverlustes auf die mundgesundheitsbezogene Lebensqualität (MLQ) bei Patienten mit Parodontitis nach 3 Jahrzehnten unterstützender Parodontistherapiephase (UPT) – Ergebnisse einer fragebogengestützten Langzeituntersuchung aus der Klin'.

Segbaya, A. (2014) 'Clinical Relevance of Laser - Sintered Co - Cr Alloys for Prosthodontic Treatments : A Review'. doi: 10.3850/978-981-09-0446-3.

Sokolowski, Armin *et al.* (2018) 'Accuracy assessment of 3D-printed tooth replicas', *Clinical Oral Implants Research*, 29(4), pp. 250–250. doi: 10.1111/clr.135_13358.

Soltanzadeh, P. *et al.* (2019) 'An In Vitro Investigation of Accuracy and Fit of Conventional and CAD/CAM Removable Partial Denture Frameworks', *Journal of Prosthodontics*, 28(5), pp. 547–555. doi: 10.1111/jopr.12997.

Stiefelhagen, P. (2016) 'Ein schlecht eingestellter Diabetes mellitus führt oft zum Zahnverlust', *Info Diabetologie*, 10(2), pp. 55–55. doi: 10.1007/s15034-016-0842-z.

Tan, H., Peres, K. G. and Peres, M. A. (2016) 'Retention of teeth and oral health-related quality of life', *Journal of Dental Research*, 95(12), pp. 1350–1357. doi: 10.1177/0022034516657992.

Tonetti, M. S. *et al.* (2017) 'Dental caries and periodontal diseases in the ageing population: call to action to protect and enhance oral health and well-being as an essential component of healthy ageing – Consensus report of group 4 of the joint EFP/ORCA workshop on the boundaries be', *Journal of Clinical Periodontology*, 44, pp. S135–S144. doi: 10.1111/jcpe.12681.

Torabi, K., Farjood, E. and Hamedani, S. (2015) 'Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature.', *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*, 16(1), pp. 1–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25759851><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4345107>.

Tregerman, I. *et al.* (2019) 'Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), pp. 390–395. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.013.

Tribst, J. *et al.* (2020) 'Mechanical behavior of implant assisted removable partial denture for Kennedy class II', *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(1), pp. e38–e45. doi: 10.4317/jced.56533.

Weihrauch, D. (2002) 'Entwicklung eines epidemiologischen Modells zur Identifizierung von Faktoren für Zahnverlust – Ergebnisse der Study of Health in Pomerania (SHIP).'

Wolf, H. F. and Rateitschak, E. M. & K. H. (2004) *Parodontologie*.

www.datron.de (2021) *datron/hybride Fertigung, 2021-last update*. Available at: https://www.datron.de/de_de/dental-cadcam/hybride-fertigung.html.

Ye, H. *et al.* (2018) 'A Novel Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Method for One-Piece Removable Partial Denture and Evaluation of Fit', *The International Journal of Prosthodontics*, 31(2), pp. 149–151. doi: 10.11607/ijp.5508.

Yong, W. *et al.* (2012) 'Preliminary study on CAD of removable partial denture framework', *Applied Mechanics and Materials*, 220–223, pp. 2777–2782. doi: 10.4028/www.scientific.net/AMM.220-223.2777.