

Diplomarbeit

Präzision von 3D-gedruckten Zahnmodellen unter Anwendung unterschiedlicher Fertigungstechnologien

eingereicht von

Fabian Fessl

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

Dr. med. univ. Dr. med. dent. Alwin Sokolowski

Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Martin Lorenzoni

Graz, am 10.07.2020

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 10.07.2020

Fabian Fessler eh.

Danksagung

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 außerordentliche Diplomarbeitsbetreuung und seinen unermüdlichen Einsatz bei der Entwicklung der Methodik und Durchführung der Studie. Außerdem für seine konstruktive Kritik und seinem außergewöhnlichen Engagement bei der Erstellung dieser Arbeit.

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

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

Ein großer Dank gebührt auch **Dip. Ing. Stefan Hampel** und **Zahntechnikmeister Stefan Remplbauer** dafür, dass ich für die Studie benötigte Zahnmodelle bei deren 3D-Druckern anfertigen durfte.

Ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, besonderes meinen Eltern und Schwestern, die mir immer beigestanden haben und immer für mich da waren.

Schlussendlich möchte ich mich von ganzem Herzen bei meiner Freundin **Mag.^a Sophia Kindler** bedanken, die mich zu jeder Zeit begleitet und auf meinem gesamten Weg immer mit vollem Einsatz unterstützt hat.

Zusammenfassung

Studienziel: Im Kern dieser Studie werden verschiedene 3D-Drucker miteinander verglichen, mit dem Ziel, die Genauigkeit der getesteten Drucker zu bewerten. Anhand der Ergebnisse wird eruiert, ob es sich für die Zahnärztin/den Zahnarzt bereits rentiert, für seine Ordination selbst einen 3D-Drucker anzuschaffen oder, ob nach dem heutigen Stand der Technik dem Outsourcing der Herstellung von Zahnmodellen noch Vorrang zu geben ist.

Material und Methoden: In dieser Studie wurden auf Basis eines digitalen Referenzmodells 40 3D-Modelle, jeweils zehn Mal anhand vier verschiedener 3D-Drucker gefertigt, mit dem für jeden einzelnen Drucker speziell empfohlenen Druckmaterial, und in vier Gruppen eingeteilt. Für die Herstellung der Modelle in Gruppe C wurde der industrielle DPL-Drucker Asiga Freeform PRO2™ (Asiga Australia®), für die Modelle der Gruppe H der industrielle FDM-Drucker HAGE3D 3D-Drucker 84L® (HAGE3D GmbH), für die Modelle der Gruppe P der kostengünstige Hobby DLP-Drucker Anycubic Photon® (Anycubic Technology Co. Ltd) und für die Modelle der Gruppe R der High-End PolyJet-Drucker Objet Eden500V® (Stratasys Ltd.) verwendet. Zur Verarbeitung und Analyse der gedruckten 3D-Modelle wurden diese mittels 3D-Scan eingescannt, mit Hilfe des Programms Meshmixer® (Autodesk Inc.) weiterbearbeitet und unter Verwendung des Programms CloudCompare® 2.10.2 (Électricité de France) wurde die Oberflächenpräzision analysiert und vermessen.

Ergebnisse: Die durchschnittlichen Oberflächenabweichungen ergaben in der Gruppe C einen Mittelwert von -0,045 mm und eine SD NU,073 mm, in der Gruppe H einen Mittelwert von -0,010 mm und eine SD von 0,086 mm, in der Gruppe P einen Mittelwert von -0,005 mm und eine SD von 0,076 mm und in der Gruppe R einen Mittelwert von +0,001 mm und eine SD von 0,045 mm.

Schlussfolgerungen: Die Ergebnisse zeigen, dass die 3D-Modelle des PolyJet-Druckers die höchste Präzision der vermessenen Oberflächenpunkte aufweisen, jedoch allgemein alle Fertigungstechnologien präzise und gleichmäßige Modelle drucken. Aufgrund der Ergebnisse und je nach Anwendungsbereich ist eine Anschaffung eines kostengünstigen 3D-Druckers für die Zahnarztpraxis denkbar, um einen weiteren Schritt in Richtung digitale Zahnmedizin zu gehen und 3D-

gedruckte Modelle nicht zwangsweise in Zahntechniklaboren gefertigt werden müssen.

Schlüsselwörter: 3D-Druck, additive Fertigung, additive Fertigungsverfahren, 3D-gedruckte Modelle, Rapid Prototyping

Abstract

Objective: The aim of this study is to compare different 3D-printers with each other and to evaluate the accuracy of these tested printers. The results are used to determine whether it is already profitable for the dentist to purchase a 3D-printer for his own practice or whether, according to the current state of technology, outsourcing the manufacture of dental models has still to be given the preference.

Material and methods: In this study, 40 3D-models were produced based on a digital reference model, each ten times using four different 3D-printers, with the printing material specially recommended for each individual printer and the printed models were divided into four groups. For the production of the models in group C was the industrial DPL-printer Asiga Freeform PRO2™ (Asiga Australia®) used, for the production of the models in group H the industrial FDM-printer HAGE3D 3D printer 84L® (HAGE3D GmbH), for the production of the models of the group P the inexpensive Hobby-DLP printer Anycubic Photon® (Anycubic Technology Co. Ltd) and for the production of the models of the group R the high-end PolyJet-printer Objet Eden500V® (Stratasys Ltd.). For processing and the analysis of the printed 3D-models, these were scanned using a 3D-scan, further processed using the program called Meshmixer® (Autodesk Inc.) and the surface precision was analysed and measured using the program called CloudCompare® 2.10.2 (Électricité de France).

Results: The average deviation of the surface of the models in group C resulted in an average value of -0.045 mm and an standard deviation of 0.073 mm, in group H in an average value of -0,010 mm and an standard deviation of 0,086 mm, in group P in an average value of -0,005 mm and an standard deviation of 0,076 mm and in group R the result was an average value of +0,001 mm and an standard deviation of 0,045 mm.

Conclusion: The results show that the 3D models of the PolyJet-printer have the highest precision of the measured surface points, but generally all manufacturing technologies print precised and uniform models. Based on the results and depending on the area of application, it is conceivable to purchase an inexpensive 3D-printer for the dentists surgery in order to take a further step towards digital

dentistry and 3D-printed models do not necessarily have to be manufactured anymore in dental technology laboratories.

Keywords: 3D-printing, additive production, additive manufacturing, 3D-printed models, rapid prototyping

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	II
Zusammenfassung	III
Abstract	V
Inhaltsverzeichnis	VII
Abbildungsverzeichnis	IX
Tabellenverzeichnis	X
Abkürzungsverzeichnis	XI
1 Einleitung.....	1
1.1 Historischer Ursprung des 3D Drucks	1
1.1.1 Das RepRap Projekt.....	3
1.2 Der Begriff 3D-Druck	4
1.3 Fertigungsverfahren in ihrer Systematik.....	6
1.4 Additive Fertigungsverfahren	7
1.4.1 Stereolithographie (STL oder SLA).....	8
1.4.2 Fused Deposition Modeling (FDM) oder Fused Filament Fabrication (FFF) .	9
1.4.3 Digital Light Processing (DLP)	10
1.4.4 Multi-Jet Modeling (MJM)/ Poly-Jet (PJ)	11
1.4.5 Selektives Lasersintern (SLS).....	12
1.4.6 Selektives Laserschmelzen (SLM).....	13
1.5 Die Anwendungsgebiete des 3D-Drucks in der Zahnmedizin.....	14
1.5.1 Kieferorthopädie	14
1.5.2 Oralchirurgie	15
1.5.3 Prothetisch-restaurative Zahnheilkunde.....	16
1.6 Vor- und Nachteile des 3D-Drucks.....	17
1.7 Datenverarbeitung in der CAD/CAM-Technologie.....	19
1.7.1 Meshmixer®	19
1.7.2 CloudCompare®.....	20
2 Material und Methoden	21
2.1 Modellherstellung und -bearbeitung.....	21
2.2 3D-Drucker und Fertigungsmaterial	22
2.2.1 Asiga Freeform PRO2™	22
2.2.2 HAGE3D 3D-Drucker 84L®	23
2.2.3 Anycubic Photon®	24
2.2.4 Objet Eden500V®.....	25
2.3 Laborscan.....	25
2.4 Vergleich der Oberflächen	26
2.4.1 Modellüberlagerung (align)	27

2.4.2	Prüfung der Oberflächenabweichungen.....	27
2.4.3	Erklärungen zu den Abbildungen im Abschnitt „Ergebnisse“	28
3	Ergebnisse.....	30
3.1	Detailergebnisse Gruppe C.....	30
3.2	Detailergebnisse Gruppe H.....	35
3.3	Detailergebnisse Gruppe P.....	39
3.4	Detailergebnisse Gruppe R.....	43
3.5	Gruppenergebnisse im Vergleich.....	47
4	Diskussion	52
5	Conclusio.....	56

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: erster 3D-Druck namens SLA-1	2
Abbildung 2: digitales Referenzmodell	22
Abbildung 3: Modell C1 (links) mit Nahaufnahme (rechts).....	23
Abbildung 4: Modell H1 (links) mit Nahaufnahme (rechts).....	24
Abbildung 5: Modell P1 (links) mit Nahaufnahme (rechts).....	24
Abbildung 6: Modell R1 (links) mit Nahaufnahme (rechts).....	25
Abbildung 7: Modelle R1 und R2 im Laborscan D2000® (3Shape A/S)	26
Abbildung 8: Skalarfeld	28
Abbildung 9: Histogramm von Modell H1 unterteilt in 32 Klassen	28
Abbildung 10: Histogramm von Modell H1 unterteilt in 128 Klassen.....	29
Abbildung 11: Oberflächenabweichung von Modell C8 mit Skalarfeld.....	32
Abbildung 12: Streuung aller Messpunkte der Gruppe C Modelle	32
Abbildung 13: 95% CI der Gruppe C Modelle	33
Abbildung 14: Histogramme der Gruppe C Modelle	34
Abbildung 15: Oberflächenabweichung von Modell H2 mit Skalarfeld.....	36
Abbildung 16: Streuung aller Messpunkte der Gruppe H Modelle	37
Abbildung 17: 95% CI der Gruppe H Modelle	37
Abbildung 18: Histogramme der Gruppe H Modelle	38
Abbildung 19: Oberflächenabweichung von Modell P8 mit Skalarfeld	40
Abbildung 20: Streuung aller Messpunkte der Gruppe P Modelle	41
Abbildung 21: 95% CI der Gruppe P Modelle.....	41
Abbildung 22: Histogramme der Gruppe P Modelle	42
Abbildung 23: Oberflächenabweichung von Modell R5 mit Skalarfeld.....	44
Abbildung 24: Streuung aller Messpunkte der Gruppe R Modelle	45
Abbildung 25: 95% CI der Gruppe R Modelle	45
Abbildung 26: Histogramme der Gruppe R Modelle	46
Abbildung 27: durchschnittliche Streuung aller Modelle der Gruppen C, H, P und R.....	48
Abbildung 28: durchschnittliches 95% CI aller Modelle der Gruppen C, H, P und R.....	48
Abbildung 29: durchschnittliche Normalverteilungskurven aller Modelle der Gruppen C, H, P und R.....	49
Abbildung 30: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe C.....	50
Abbildung 31: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe H.....	50
Abbildung 32: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe P.....	51
Abbildung 33: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe R.....	51

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe C	31
Tabelle 2: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe H	35
Tabelle 3: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe P	39
Tabelle 4: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe R	43
Tabelle 5: durchschnittliche Datenauswertung aller Modelle der Gruppen C, H, P und R	47

Abkürzungsverzeichnis

Abbildung	Abb.
Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymerisat	ABS
Additive Manufacturing	AM
Additive Layer Manufacturing	ALM
Beziehungsweise	bzw.
Computer Aided Design	CAD
Computer Aided Manufacturing	CAM
Computertomographie	CT
Deutsches Institut für Normung	DIN
Digital Light Processing	DLP
Digitale Volumetomographie	DVT
dreidimensional	3D
Et alii (und andere)	et al.
Et cetera (und die übrigen)	etc.
Fused Deposition Modeling	FDM
Fused Filament Fabrication	FFM
General Public License	GNU
Initial Graphics Exchange Specification	IGES
Liquid Crystal Display	LCD
Light-emitting diode	LED
Layer Manufacturing	LM
Magnetresonanztomographie	MRT
Mikrometer	µm
Millimeter	mm
Multi-Jet Modeling	MJM
Nanometer	nm
Operation	OP
Polycarbonat- Acrylnitril-Butadien-Styrol	PC-ABS
Polycarbonat	PC
Polyetheretherketon	PEEK
Poly-Jet	PJ
Polyphenylsulfone	PPSF/PPSU
Prozent	%
Rapid Prototyping	RP

Rapid Manufacturing	RM
Referenzmodell	RFM
Replicating Rapid Prototyper	RepRap
Standard ACIS Text	SAT
Schichthöhe	SH
Standardabweichung	SD
Standard for the exchange of product model data	STEP
Selektives Lasersintern	SLS
Selektives Laserschmelzen	SLM
Stereolithographie	STL/SLA
Standard Tessellation Language (Dateiformat)	STL-Format
Tabelle	Tab.
Ultraviolett	UV
Virtual Reality Modeling Language	VRML
zum Beispiel	z.B:

1 Einleitung

Bei den Begriffen „3D-Drucken“, „Rapid Prototyping“ und „Additive Fertigungsverfahren“ handelt es sich um synonyme Bezeichnungsmöglichkeiten für die Technologie der Schichtbauverfahren. Der 3D-Druck ist eine schnell fortschreitende Technologie, die zunehmend ihren Weg auch in die tägliche Praxis der Zahnmedizin findet und immer mehr zu einem unverzichtbaren Instrument im digitalen Arbeitsablauf wird (Fastermann, 2012; Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016).

1.1 Historischer Ursprung des 3D Drucks

Die Entstehungsgeschichte der dreidimensionalen Fertigung, heute abgekürzt als „3D Druck“ bezeichnet, geht zurück bis in das Jahr 1964. Der britische Physiker, Science-Fiction-Schriftsteller sowie zur damaligen Zeit ein Visionär, Arthur Charles Clarke behauptete im oben genannten Jahr, dass die Wissenschaft in den zukünftigen Jahren ein Gerät entwickeln wird, welches alles exakt replizieren kann (Michaud, 2017). Im Jahr 1972 erschien der Film „Tintin et le lac aux requins“ (zu Deutsch: „Tim und der Haifischsee“), in welchem Professor Bienlein eine 3D-Kopiermaschine erfindet, welche eine exakte Kopie von einem Gegenstand erzeugen kann (Herge „Tim und der Haifischsee“, 2017). Daraufhin wurde im Jahr 1977 ein Verfahren vorgestellt, bei welchem Harz durch Laserstrahlung selektiv copolymerisiert wurde, wobei Bauteile eingeschränkt schichtweise hergestellt werden konnten. Die in den Anfangszeiten des 3D-Drucks nur beschränkt mögliche schichtweise Herstellung hatte ihre Ursachen einerseits in den vorhandenen Hardwarekomponenten, die noch nicht die erforderliche Leistungsfähigkeit aufwiesen sowie auch in der Software, welche sich im Vergleich zum heutigen Stand der Technik im Entwicklungsstadium befand und noch nicht ausgereift war. Aus diesen Gründen war eine Positionsänderung der Bauplattform und des Lasers in den Anfangsjahren der additiven Fertigungsverfahren nicht möglich und konnten daher nur die geometrisch einfachsten Objekte als Prototypen gefertigt werden (Zäh, 2006).

Zur tatsächlichen Umsetzung der Idee kam es im Jahr 1983 durch den US-amerikanischen Ingenieur und Erfinder Charles W. Hull (Horsch, 2014). Die

offizielle Patentanmeldung mit der Nummer 4,575,330 für die Stereolithographie (STL/SLA), der Grundstein der heutigen Technologien, erfolgte am 8. August 1984 (United States Patent, 1984). Das Patent wurde schließlich am 11. März 1986 - dieses Jahr gilt aus heutiger Sicht als Geburtsjahr der additiven Fertigung - genehmigt und Charles W. Hull gründete die Firma „3D Systems Inc.“ (Rock Hill, South Carolina, USA) welche ihr erstes Gerät 1989 verkaufte und in Abbildung 1 dargestellt ist.



Abbildung 1: erster 3D-Druck namens SLA-1

In den darauffolgenden Jahren entstanden weitere Technologien. Am 17. Oktober 1986 meldete Carl R. Deckard das Patent für Selektives Lasersintering (SLS) an. Das Patent wurde am 05. September 1989 genehmigt (United States Patent, 1986). Zu einer weiteren Patentanmeldung für die Technologie Fused Deposition Modelling (FDM) kam es am 30. Oktober 1989 durch S. Scott Crump, welche am 09. Juni 1992 genehmigt wurde und eines der gängigsten Verfahren, die in der heutigen Zeit verwendet werden, zum Inhalt hat (United States Patent, 1989). Eine entscheidende Rolle bei der Weiterentwicklung und Verbesserung dieser Technologien spielten vor allem die Zunahme der Hardwareleistung und Entwicklungen in der Softwareindustrie. Da in dieser Phase des Entwicklungsprozesses die Materialvielfalt noch sehr eingeschränkt und der Stand der Technik zudem noch wenig fortgeschritten war, konnte eine Massenproduktion von 3D-gedruckten Erzeugnissen wie im heutigen Ausmaß noch nicht stattfinden (Sealy, 2011).

1.1.1 Das RepRap Projekt

Als das Patent für das FDM-Verfahren 2009 abgelaufen ist, wurde der Begriff 3D-Druck in den Medien erstmals stark präsent. Schon fünf Jahre zuvor beschrieb der Dozent Dr. Adrian Bowyer, der Gründer der RepRap-Bewegung, in seinem Werk „Wealth without money“ einen 3D-Drucker, der sich selbst vervielfältigen kann und somit eine kostengünstige Herstellung ermöglicht und auch für den Laien zugänglich ist. Das Kürzel „RepRap“ steht dabei für „Replicating Rapid Prototyper“, übersetzt somit „sich selbst replizierender 3D-Drucker“. Die Idee dahinter ist, dass bis auf einzelne Komponenten wie Netzteil, Motor oder Schrauben, der 3D-Drucker die restlichen Teile für einen neuen Drucker selbst produzieren kann (Jones et al., 2011, Horsch, 2014).

Die rasche Entwicklung verdankt dieses Projekt der Tatsache, dass es sich dabei um einen Open Source Ansatz handelt. Das bedeutet, dass die benötigte Software unter der General Public License (GNU) von jedermann heruntergeladen werden kann, da es sich um eine öffentliche freie Softwarelizenz handelt. Dadurch ist es möglich, bereits von anderen geplante 3D-Drucker nachzubauen oder zu verändern und für die Herstellung von eigenen Maschinen zu nutzen. Es entsteht dadurch eine 3D-Druck Gemeinschaft mit dem Motto „sharing is caring“, bei der man eigene Erkenntnisse mit anderen Nutzern teilen oder Erfahrungen austauschen kann und somit entwickelt sich durch viele Nutzer verfeinerte Software oder neue 3D-Druck-Konzepte (Fastermann, 2012; Romero et al., 2014; Pearce, 2014).

Hauptsächlich basieren die RepRap-Drucker auf der FDM-Technologie (siehe Kapitel „Additive Fertigungsverfahren“). Der Unterschied zu den herkömmlichen FDM-Druckern ist, dass die Geräte sehr einfach aufgebaut sind, oft gehäuselos und offen sein können, und auch die CO₂-Emissionen gering gehalten werden können, da im Vergleich zu anderen 3D-Druckern der Strombedarf für den Betrieb geringer ist. Sie bestehen im Inneren aus einem Druckkopf, welcher erhitzt wird, und einer schrittweise senkbaren Bauplattform. Gleich wie bei dem FDM-Verfahren wird ein Kunststoffmaterial, hauptsächlich Polylactide oder ABS (Terpolymer), verwendet und über Spulen zugeführt. Die Begeisterung besteht

darin, dass die Herstellung eines neuen 3D-Druckers günstig ist, weil die Materialkosten gering und die Zusatzkomponenten wie die Steuerelektronik für geringe Kosten in gewöhnlichen Baumärkten zu erwerben sind und dadurch Zugänglichkeit für eine breite Masse entsteht. Letzteres ermöglicht auch kleineren Gemeinschaften neue Geschäftszweige oder sogar neue Betriebe ins Leben zu rufen und durch die somit größer werdende Konkurrenz zur allgemeinen Wirtschaftsförderung beizutragen. Darüber hinaus führt die permanente Weiterentwicklung des RepRap-Projekts zu immer geringer werdenden Anschaffungs- und Materialkosten und bedingt folglich auch die Möglichkeit, immer größere Objekte in höherer Auflösung mit erweiterter Materialvielfalt in Zukunft drucken zu können. An dieser Stelle bleibt in negativer Hinsicht durch die freie Verfügbarkeit jeglicher vorgefertigter Objekt designs die Möglichkeit der kriminellen Zweckentfremdung dieser zu erwähnen. Aufgrund dieser Tatsachen bestimmt das Open Source Projekt die Marktpreise und Industrie wesentlich mit (Fastermann, 2012; Pearce et al., 2010; Sells et al., 2009).

1.2 Der Begriff 3D-Druck

Aufgrund verschiedenster Assoziationen mit dem Wort „3D Druck“ wird zum besseren Verständnis der Begriff erläutert. Einfach erklärt handelt es sich um die Herstellung eines dreidimensionalen (3D) Objektes, zum Beispiel eines Modells, Musters, Prototyps, Werkzeugs oder Endproduktes, wobei man auch den Begriff „Objektherstellung“ dafür verwenden kann (Horsch, 2014).

Um ein dreidimensionales Objekt herzustellen, wird das Prinzip des „Slicings“ angewendet. Beim „Slicing“ wird das Objekt virtuell in Schichten zerlegt und in weiterer Folge in zweidimensionalen Arbeitsschritten Schicht für Schicht zu einem 3D-Objekt aneinandergereiht. Bedeutend für die Oberflächenqualität sind hierbei die Schichthöhe (SH) und auch die Auflösung. Umso niedriger die Schichthöhe, desto feiner und höher zeigt sich die Qualität der Oberflächenbeschaffenheit (Horsch, 2014).

In der Literatur hat sich eine Vielzahl von Bezeichnungen für die Fertigungsverfahren etabliert, die als Oberbegriff herangezogen werden können.

Im deutschen Raum ist vor allem der Begriff „additives Fertigungsverfahren“, engl. Pendant dazu „additive Manufacturing“ (AM), weit verbreitet. Auch der Begriff Schichtbauverfahren, (engl. „*Layer Manufacturing*“ oder „*Additive Layer Manufacturing*“ (ALM)) wird häufig verwendet, wobei der Begriff „3D-Druck“ von den vielen verschiedenen Bezeichnungsmöglichkeiten in der additiven Fertigungstechnik am weitesten verbreitet ist (Fastermann, 2012). Es finden sich noch weitere Bezeichnungen, die heute eher der Vergangenheit angehören, aber in den 1980er Jahren herangezogen wurden, wie z.B. Rapid Prototyping und Rapid Manufacturing (Gebhardt, 2016).

Rapid Prototyping bezeichnet die Herstellung von Prototypen und Modellen. Die Bauteile sind nicht das Endprodukt, sondern weisen nur einzelne Eigenschaften des späteren Produktes auf. Ziel ist es, sehr schnell und einfach, aussagekräftige Modelle zu generieren, um vorzeitig feststellen zu können, ob gewisse Produkteigenschaften im späteren Endprodukt möglich sind. So kann beispielsweise mittels Rapid Prototyping getestet werden, ob ein bestimmtes Design oder auch gewünschte Eigenschaften bei einem späteren Endprodukt umsetzbar sind (Gebhardt, 2016).

Rapid Manufacturing bezeichnet dagegen die Herstellung von Endprodukten oder Bauteilen, die Eigenschaften von Endprodukten aufweisen. Durch die additive Fertigung entstehen Bauteile die als Kleinstserien oder Einzelteile ihre Verwendung finden (Gebhardt, 2016). Ein Vorteil besteht im Vergleich zu subtraktiven und formativen Fertigungsverfahren vor allem in der Zeitersparnis bei gleichbleibendem Kostenaufwand. Aus diesem Grund findet diese Fertigungsmöglichkeit bereits ihren Eingang in den unterschiedlichsten Industriebereichen, wie z.B. in der Flugzeugindustrie, Robotik, Autoindustrie, Zahn- und Medizintechnik, Filmindustrie etc. (Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016; Fastermann 2012).

Die Frage, ob ein Produkt in die Sparte von RP oder RM fällt, lässt sich häufig nicht eindeutig beantworten, tatsächlich kann ein Bauteil gleichzeitig ein Prototyp und ein Endprodukt sein. Entscheidend für die Einordnung ist, ob das hergestellte Produkt alle für das Endprodukt schon vor der Herstellung definierten Produkteigenschaften aufweist oder nur einige davon (Gebhardt, 2016).

1.3 Fertigungsverfahren in ihrer Systematik

Um die Bezeichnung additive Fertigungsverfahren vollkommen zu verstehen, ist es erforderlich, einen Überblick über die verschiedenen Fertigungsverfahren zu schaffen.

Die Fertigungsverfahren werden in drei große Hauptgruppen eingeteilt:

- Subtraktive Fertigungsverfahren
- Formative Fertigungsverfahren
- Additive Fertigungsverfahren

Subtraktive Verfahren erstellen z. B. durch Drehen, Fräsen oder Funkenerodieren aus unterschiedlichen Ausgangsmaterialien, wie z.B. Kunststoff, Keramik, Metall etc., durch Abtragen definierter Bereiche ein gewünschtes Endprodukt. Ein wesentlicher Vorteil subtraktiver Fertigungsverfahren findet sich darin, dass das Ausgangsmaterial aus einem Stück, z.B. einer erstarrten Masse, besteht und nicht aus einem geschichteten und somit die Eigenschaften des Materials vom Endprodukt einheitlich beschaffen sind. Nachteilig muss der hohe Verschleiß, der durch das Abtragen des Materials zur gewünschten Endform anfällt, verzeichnet werden. Dieser kann auch nicht wiederverwendet werden und ist somit ein Abfallprodukt, was sich vor allem in höheren Produktionskosten widerspiegelt. So werden in der Zahnmedizin beispielsweise aus einem Block Keramik eine Krone herausgefräst (Gebhardt, 2016).

Formative Verfahren formen z.B. durch Schmieden oder Tiefziehen ein gegebenes Volumen in die gewünschte Geometrie um, wobei dieses Verfahren vor allem bei hohen Stückzahlen und gleichbleibenden Designs, wie z.B. für die Herstellung von Tiefziehschienen im Bereich der Zahnmedizin, angewandt wird (Gebhardt, 2016).

Additive Fertigungsverfahren, werden auch als „generative Fertigungsverfahren“ oder Schichtbauverfahren bezeichnet. Diese setzen die einzelnen Schichten zu der gewünschten Form zusammen. Das Prinzip beruht darauf, dass alle Objekte in Scheiben geschnitten und anschließend wieder aus diesen Schnitten zusammengesetzt werden können (Gebhardt, 2016).

1.4 Additive Fertigungsverfahren

Die Grundvoraussetzung für einen 3D-Druck bildet entweder eine am Computer erstellte dreidimensionale Zeichnung, die mit Hilfe von Computer Aided Design (CAD) Software erstellt wurde, die Digitalisierung eines Objektes mittels optischen 3D-Scans oder Daten, die mit Hilfe einer digitalen Volumentomographie (DVT), einer Computertomographie (CT) oder einer Magnetresonanztomographie (MRT) gewonnen wurden. Die verwendeten Daten müssen die gesamte Oberfläche des Objektes beinhalten, somit also als ein Volumenmodell vorhanden sein (Fastermann, 2012).

Bei den additiven Fertigungsverfahren handelt es sich um sogenannte Urformverfahren, die durch physikalische oder chemische Prozesse einen festen Körper aus formlosem oder formneutralem Material aufbauen, indem durch Zufuhr von Energie das Objekt Schicht für Schicht verfestigt wird und die einzelnen Schichten miteinander verbunden werden (Torabi et al.,2015; Fastermann, 2012). Der Oberbegriff Urformen fasst alle Fertigungsverfahren nach der DIN 8580, bei denen ein fester Körper aus einem formlosen Stoff hergestellt wird, zusammen (Fastermann, 2012).

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, 2012)

Die Wichtigsten der hier aufgezählten Fertigungsverfahren werden im Folgenden näher erläutert:

1.4.1 Stereolithographie (STL oder SLA)

Die Technologie der Stereolithographie beruht auf dem Prinzip der schichtweisen Polymerisation, um die Konstruktion von unter sich gehenden Strukturen und komplexen Formen zu ermöglichen. Eine unter sich gehende Struktur liegt dann vor, wenn die neu aufgetragene Schicht die darunter liegende Schicht überragt. Flüssige lichtaushärtende Kunstharze, sogenannte Photopolymere, werden durch gezielte Bestrahlung durch ultraviolettes (UV) Licht ausgehärtet und verfestigt, ähnlich wie bei den auf Resin basierenden Komposit Restaurationen (Ahmad, Al-Harbi, 2019).

Das Kunstharz liegt in einem Becken (englisch = vat) vor, in welchem sich eine absenkbare Bauplattform befindet, die in der Aufbaurichtung (z-Richtung) bewegt werden kann und von einem Laser punktuell abgefahren wird. Das Auftreffen des UV-Lichts initiiert eine punktuelle Polymerisation der ersten Schicht, an der das zu bildende Objekt verankert wird. Nachdem der Laserstrahl alle Punkte der ersten Schicht abgefahren hat, wird das Werkstück auf der Bauplattform um eine vorab definierte Schichthöhe in die Flüssigkeit gesenkt. Durch einen Beschichter wird das flüssige Kunstharz über der bestehenden ausgehärteten Schicht gleichmäßig verteilt. Anschließend fährt ein Laser auf der neu entstandenen Schicht die Bereiche für die Verfestigung ab. Der Laser ermöglicht über bewegliche Spiegel (x- und y Richtung) eine punktuelle Polymerisation (Fastermann, 2012; Horsch, 2014).

Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis nach und nach ein dreidimensionales Objekt entsteht. Weiters sind Stützstrukturen, welche aus dem gleichen Material bestehen, erforderlich, da das Objekt nicht in das flüssige Bad gedruckt werden

kann und an bestimmten Bereichen ein Absinken unvermeidbar wäre (Chockalingam, Jawahar, 2006). Nach der Fertigstellung müssen die Stützstrukturen manuell entfernt werden, dies entweder durch eine Politur oder bei löslichen Stützstrukturen beispielsweise mittels Wasser. Das Werkstück wird in einem Nachbehandlungsofen, welcher mit zahlreichen UV-Lampen bestückt ist, endbehandelt, um eine vollständige und gleichmäßige Polymerisation des Objekts zu bewirken (Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016).

Mit der SLA-Technologie können Schichtstärken von 150 µm bis hin zu 25 µm erreicht werden. Da es sich bei dieser Technologie um die erste in der 3D-Druck-Geschichte handelt, liegt der größte Vorteil darin, dass sich im Laufe der Zeit eine enorme Materialvielfalt, die dazu verwendet werden kann, entwickelt hat. Die Stereolithographie wird aber aufgrund der damit verbundenen hohen Kosten, sowohl in der Anschaffung als auch bezüglich der erforderlichen Materialien, zu den teureren Verfahren gezählt (Fastermann, 2012; Horsch, 2014).

1.4.2 Fused Deposition Modeling (FDM) oder Fused Filament Fabrication (FFF)

Fused Deposition Modeling ist eine geschützte Markenbezeichnung der Firma Stratasys Ltd. (Eden Prairie, United States of America) wird jedoch als generische Bezeichnung für Fused Filament Fabrication (deutsch= „Schmelzschtichtung“) weltweit verwendet (Gebhardt, 2013). Bei dieser Technologie wird ein auf einer Spule vorgefertigter, dünner Kunststoffdraht, der als Filament bezeichnet wird und aus zahlreichen Materialien wie ABS, PC-ABS, PC, PPSF/PPSU, PEEK etc. bestehen kann, verwendet. Die Maschine besteht aus einer Kammer, die je nach Kunststoffmaterial unterschiedlich beheizt werden kann, einem Extrusionskopf sowie einer Bauplattform. Das Filament wird dem elektrisch beheizten Extrusionskopf zugeführt und dabei erhitzt, wobei es vollständig oder teilweise aufgeschmolzen wird. Die Aushärtung geschieht rein durch Abkühlung infolge von Wärmeleitung in die zuvor aufgebrachte Schicht und durch das Absenken der Bauplattform in der z- Ebene um eine zuvor definierte Schichthöhe entsteht ein dreidimensionales Modell (Ahmad, Al-Harbi, 2019). Der Bauprozess kann ähnlich der SLA-Technologie Stützstrukturen herstellen, welche aus einem anderen Material als das Werkstück bestehen und aus einer zweiten Düse erzeugt werden

können. Abschließend werden manuell oder durch spezielle Wascheinrichtungen die Stützstrukturen entfernt und das endgültige Objekt somit fertiggestellt (Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016). Die Produkte weisen eine hohe Kontinuität der Druckvorgänge und Haltbarkeit der hergestellten Modelle auf. Je nachdem welche Materialien verwendet werden, können die gefertigten Produkte exzellente thermische, physikalische und chemische Eigenschaften aufweisen (Xiong, Qian, Sun, 2012). Die Preise für FDM-Drucker variieren sehr stark von 200 Euro für den Hobbyisten bis hin zu zehntausenden Euro in der Industrie (Ahmad, Al-Harbi, 2019).

1.4.3 Digital Light Processing (DLP)

Die entwickelte Projektionstechnik Digital Light Processing ist eine registrierte Marke der US-amerikanischen Firma Texas Instruments (Dallas, USA) (Fastermann, 2012). Bei dieser Technologie werden wie bei dem SLA-Verfahren flüssige, lichthärtende Photopolymere verwendet, welche in der Baukammer in einem Becken vorliegen. Die Bauplatzform (z-Richtung) befindet sich bei den meisten DLP-Druckern oberhalb der Kunstharzflüssigkeit und senkt sich während der Herstellung in die flüssigen Kunstharze. Es gibt aber auch DLP-Drucker, bei denen sich ebenso wie bei den SLA-Druckern die Bauplatzform unterhalb des Beckens befindet. Bei jenen DLP-Druckern, wo sich die Bauplatzform oberhalb des Beckens befindet werden die Schichten jeweils überhängend aufgebaut, was den Vorteil mit sich bringt, dass das bereits gebaute Objekt nicht sehr lange in dem Photopolymer verbleibt (Wohlers, 2004; Horsch 2014). Unterhalb des Beckens befindet sich ein hochauflösender Digital Light Processor, auf Basis eines LCD-Medienprojektors, welcher durch einen lichtdurchlässigen Bereich am Boden des Beckens das Objekt schichtweise aushärtet. Der große Vorteil dieser Technik besteht darin, dass das gesamte Objekt auf einmal flächig, d.h. die vollständige Fläche der neuen Schicht, zeitgleich ausgehärtet wird. Nach der Belichtungszeit wird das Objekt wieder angehoben und der flüssige Kunststoff kann nachfließen, ohne dabei einen zusätzlichen Beschichter für das Glattstreichen der Oberfläche zu benötigen (Fastermann, 2012).

Durch dieses Verfahren werden die Druckzeit sowie der benötigte Materialverbrauch verringert und in weiterer Folge die anfallenden Kosten reduziert (Masri, Driscoll, 2015). Die Werkstücke bestehen durch sehr feine Auflösung sowie hohe Oberflächenqualität. Falls zur Herstellung des Werkstücks Stützstrukturen verwendet werden, müssen diese analog zur SLA-Technologie manuell entfernt werden, entweder mittels Politur oder durch Lösungsmittel wie z.B. Wasser, Isopropanol oder Natronlauge. (Ahmad, Al-Harbi, 2019; Stansbury, 2016). Abschließend wird das gefertigte Produkt mittels UV-Licht vollständig ausgehärtet (Horsch, 2014).

1.4.4 Multi-Jet Modeling (MJM)/ Poly-Jet (PJ)

Das Verfahren Multi-Jet-Modeling wird auch als Poly-Jet- oder Material-Jetting Verfahren bezeichnet (Ahmad, Al-Harbi, 2019). Hierbei kommen flüssige Photopolymere sowie wachsartige Thermoplaste zum Einsatz, welche schichtweise aufgebaut werden. Das Prinzip funktioniert ähnlich einem zweidimensionalen Tintenstrahldrucker, da über ein oder mehrere Vielfachdüsen das Baumaterial tröpfchenweise aufgetragen wird. Die Druckköpfe können in horizontaler Richtung gefahren werden und sofort nach der Applikation wird das neu aufgetragene Material durch UV-Lampen, die direkt an den Druckköpfen verbaut sind, ausgehärtet. Über die Verschiebung der Bauplattform in z-Richtung wird so die gewünschte und voreingestellte Schichtstärke realisiert (Zäh, 2013).

Dieser Prozess wird Schicht für Schicht fortgesetzt, bis das endgültige Werkstück fertiggestellt ist. Um Überhänge zu realisieren können wie beim SLA- oder DLP-Verfahren Stützstrukturen hergestellt werden. Aufgrund der Möglichkeit, mehrere Druckköpfe zu verwenden, können diese Stützstrukturen aus einem anderen Material als das eigentliche Werkstück gefertigt werden und bieten somit wiederum den Vorteil, mithilfe eines speziellen Lösungsmittels von dem eigentlichen Werkstück sanft entfernt zu werden. Zusätzlich ist es möglich gleichzeitig unterschiedliche Materialien und Farben bei der Herstellung eines Werkstückes zu verwenden (Ahmad, Al-Harbi, 2019).

Analog zum SLA-, DLP- oder FDM-Verfahren müssen die Stützstrukturen nach der Fertigstellung entweder durch manuelle mechanische Bearbeitung, durch die

unterschiedlichen Wasserlöslichkeit oder unterschiedliche Schmelztemperatur entfernt werden (Wong, Hernandez, 2012; Fahad, Dickens, Gilbert, 2013; Stratasys). Das MJM-Verfahren ermöglicht die Fertigung von sehr feinen Strukturen sowie einer hohen Oberflächenqualität aufgrund sehr geringer, bis zu 0,016 mm, Schichtstärken (Fastermann, 2012). Der größte Nachteil besteht zurzeit in den hohen Gesamtkosten des Verfahrens, sowohl Anschaffungs- als auch laufende Kosten für z.B. Material und Wartungen (Ahmad, Al-Harbi, 2019).

1.4.5 Selektives Lasersintern (SLS)

Für das seit 1992 kommerziell vertriebene SLS-Verfahren sind alle pulverförmigen Materialien, welche sich durch selektive Laserstrahlung an- bzw. aufschmelzen lassen und durch die anschließende Abkühlung verfestigen, einsetzbar (Gebhardt, 1996). Die Materialvielfalt reicht von Thermoplasten (z.B. Polycarbonate, Polyamide), verschiedensten Metallen (z.B. Aluminium, Edelstahl, Titan), Sand bis hin zu verschiedensten Keramiken. Bezogen auf die Materialvielfalt weist das SLS-Verfahren ein sehr großes Werkstoffspektrum auf (Horsch, 2014). Am häufigsten werden Thermoplaste, vor allem Polyamide, verwendet, da diese niedrige Schmelz- und Erweichungstemperaturen aufweisen und zudem weitgehend die Eigenschaften der konventionell gefertigten Werkstücke erreichen (Gebhardt, 2000).

Im Gegensatz zum konventionellen Sinterverfahren, bei dem eine beliebige Menge Pulver auf einmal aufgeschmolzen wird, geschieht der Sinterprozess beim SLS durch einen selektiven Laser nur für vorgesehene Teilbereiche. Das pulverförmige Material wird zuerst auf ein Druckbett über eine sogenannte Beschichtungseinheit aufgetragen und anschließend die erste Schicht punktgenau durch einen Laser abgebildet. Dabei wird das Material entweder an- oder komplett aufgeschmolzen (gesintert) und nur durch wenige Grad Celsius an Abkühlung aufgrund der Wärmeabgabe in das umliegende Pulver verfestigt. Damit nur eine geringe Temperaturdifferenz zum Schmelzpunkt vorliegt, wird die gesamte Baukammer auf knapp unterhalb der vorliegenden Schmelzpunkte aufgeheizt. Das Druckbett wird anschließend in vertikaler Richtung gesenkt und die Beschichtungseinheit trägt wieder Pulver auf, welches wieder selektiv, punktuell

durch den Laser gesintert wird. Dieser Prozess wiederholt sich so lange, bis das Werkstück fertiggestellt ist. Bei Kunststoffbauteilen ist der Nachbearbeitungsprozess eher gering, da nur einfache Reinigungsvorgänge oder Oberflächenbearbeitungen notwendig sind. Anders verhält sich dies jedoch bei Metallen, da aufgrund der Festigkeit der Bauteile eine einfache Reinigung nicht ausreicht, sondern hier auf aufwändige Nachbearbeitungsprozesse, wie z.B. Sandstrahlen oder Fräsen, zurückgegriffen werden muss (Zäh, 2013). Die Fertigungsanlage kann dem Schrumpfungsprozess, welcher bei der Abkühlung entsteht, durch vorherige Berechnung der Maßabweichung entgegenwirken. Der größte Vorteil dieses additiven Verfahrens besteht darin, dass grundsätzlich keine zusätzlichen Stützstrukturen notwendig sind, da das aufgebaute Werkstück immer vollständig von Pulver umgeben ist und somit das Pulver selbst als Stütze dient. Davon kann es jedoch auch Ausnahmen geben, sodass es bei bestimmten Metallen unter Umständen doch notwendig sein kann, Stützstrukturen einzusetzen (Gebhard, Kessler, Thurn, 2016). Als größten Nachteil kann die benötigte Abkühlung, oft über Stunden, angesehen werden, bevor das Werkstück aus dem Pulverblock entnommen werden kann (Horsch, 2014; Lee Ventola, 2014).

1.4.6 Selektives Laserschmelzen (SLM)

Das selektive Laserschmelzen ist in seinen Grundsätzen dem bereits näher erläuterten selektiven Lasersintern sehr ähnlich. Das Materialspektrum reicht auch hier von pulverförmigen Edelmetallen, Titan, Chrom-Cobalt-Legierungen, Aluminium über Thermoplasten wie Polyamid bis hin zu Keramiken. Dabei wird das Material durch einen Laser zur Gänze aufgeschmolzen, damit nach der Verfestigung sehr dichte Werkstücke entstehen. Nach dem Abkühlen einer Schicht wird die Druckplattform in vertikaler Richtung gesenkt und anschließend wieder Pulver aufgetragen und umgeschmolzen. Dieser Vorgang wiederholt sich so lange, bis das Objekt fertiggestellt ist. Analog zum Lasersintern kommt es durch die Abkühlung zu Schrumpfungsprozessen, welche im Vorhinein von der Maschine berechnet werden müssen, damit es zu keiner Maßabweichung kommt. Weiters sind auch beim Laserschmelzen grundsätzlich keine Stützstrukturen notwendig, da das Werkstück immer vollständig von Pulver umgeben ist, wobei

auch hier wie beim SLS Ausnahmen bestehen können. Für die Verarbeitung von leicht entflammaren Materialien wie Titan oder Magnesium kann die Baukammer je nach verwendetem Metall mit unterschiedlichen Schutzgasen, wie z.B. Argon oder Stickstoff, gefüllt werden. Bei hergestellten Metallen fallen wie beim SLS die Nachbearbeitungsprozesse wesentlich aufwändiger als bei Kunststoffen aus (Fastermann, 2012; Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016).

1.5 Die Anwendungsgebiete des 3D-Drucks in der Zahnmedizin

In den letzten Jahrzehnten veränderte die Erfindung und Einführung des Computer Aided Design (CAD) und Computer Aided Manufacturing (CAM) sowie die Einführung von intra-oralen Scannern, die bis heute in rasanter Geschwindigkeit weiterentwickelt werden, die zahnmedizinische Industrie nachhaltig (Kravitz, 2014; Van Noort, 2012; Beuer et al., 2008). Die Verwendung von 3D-Druckern zur Herstellung unterschiedlichster Produkte gewinnt mit zunehmender technologischer Entwicklung immer mehr an Bedeutung, dies vor allem auch für die Fertigung von zahnärztlichen Produkten (Qingbin et al., 2012). Gründe dafür sind vor allem die Präzision und Herstellungsmöglichkeiten im Mikrometerbereich, da im zahnmedizinischen Sektor die Genauigkeit eine große Rolle spielt (Melchels et al., 2010).

Zu den Gebieten, in denen das Verfahren des 3D-Drucks in der Zahnmedizin verwendet wird, zählen die Kieferorthopädie, die Oralchirurgie, die Prothetik, die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie sowie die restaurative Zahnheilkunde.

1.5.1 Kieferorthopädie

Durch die additive Fertigung können im Bereich der Kieferorthopädie zahlreiche Utensilien angefertigt werden. So wie auch in den anderen oben erläuterten Professionen der Zahnmedizin finden vor allem gedruckte Modelle häufig Verwendung. Studien haben gezeigt, dass 3D-gedruckte Modelle im Vergleich zu herkömmlichen Gipsmodellen für die Planung und Vermessung schon vor Beginn einer kieferorthopädischen Behandlung eingesetzt werden können (Kasparova et

al., 2013). Durch das breite Spektrum der unterschiedlichen Herstellungsarten und Materialien können über die Zahnmodelle thermoformbare Folien für Schienen, Retainer, indirekte Brackets sowie für Aligner hergestellt werden. Auch die Firma Invisalign® (Align Technologies, San Jose, Kalifornien, Vereinigte Staaten von Amerika) stellt solche auf Basis animierter Zahnstellungsdesigns her (Rengier et al., 2010).

Weiters können durch das Hinzufügen von UV-Absorbern transparente Objekte gedruckt werden, was vor allem bei der Herstellung von Aufbiss-Schienen, wie zum Beispiel Bruxismus-Schienen oder Stabilisierungsschienen, die über einen längeren Zeitraum im Patientinnenmund/Patientenmund verweilen, angewendet wird (Stansbury et al., 2016; Jimenez et al., 2015; Osman et al., 2017).

1.5.2 Oralchirurgie

Fächerübergreifend zu den oben erläuterten Möglichkeiten in der Kieferorthopädie wird der 3D-Druck auch für Autotransplantationen von Zähnen herangezogen. Präoperativ kann somit zum Beispiel anhand von Daten aus einer digitalen Volumtomographie ein Zahnreplikat hergestellt werden und aufgrund zahlreicher Studien ist zu erkennen, dass eine sehr hohe Präzision durch unterschiedliche Herstellungsarten erzielt werden kann (Sokolowski et al., 2019; Lee et al., 2015; Murugesan et al., 2012; Wang et al., 2015). Eine regelrechte Revolution wurde durch die computergestützte Planung vor der Einbringung von Implantaten auf Basis von digitalen Volumtomographie-Daten für die Implantatchirurgie erzielt. In der Implantologie werden heutzutage häufig sogenannte Bohrschablonen, welche bei der Implantatinsertion als Navigationshilfen dienen, präoperativ für die exakte intraoperative Implantat Position durch 3D-Drucker hergestellt (Rengier et al., 2010; Flügge et al., 2013).

Weiters können individuelle Löffel für die Abformung oder Clear-Duplikate, entweder als OP-Schablone, zur Bissnahme oder zur Bestimmung der Vertikaldimension, präoperativ gedruckt werden (Mehra et al., 2011). Neben der Vielzahl an chirurgischen Hilfsmitteln beginnt der Bereich des „bioprinting“ zur Gewebeherstellung bzw. Rekonstruktion immer stärker zu wachsen. Die Gerüste bestehen dabei aus biokompatiblen und osteokonduktiven Materialien, wie z.B.

Alginat-Peptid-Hybrid oder porösen Metallgittern. Vor allem wird „bioprinting“ für die Rekonstruktion von vorherrschenden Knochendefekten sowie zur Knochenregeneration herangezogen (Sykes et al., 2004; Ponader et al., 2010). Der 3D-Druck wird auch in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie für die Rekonstruktion der Mandibula sowie Schienung bei der orthognathen Kiefer-Repositionierung verwendet. In Bezug auf die Rekonstruktion der Mandibula wird auf Basis von CT-Daten der zu rekonstruierende Bereich dreidimensional dargestellt und gedruckt, um anschließend z.B. das zu implantierende Titangerüst am gedruckten 3D-Modell präoperativ anzupassen (Shaheen et al., 2017; Yanping et al., 2006; Zhang et al., 2011).

1.5.3 Prothetisch-restaurative Zahnheilkunde

Im Bereich der Prothetik sowie restaurativen Zahnmedizin ist die CAD/CAM-Technologie nicht mehr wegzudenken. Zur Anwendung kommen additive Verfahren bei der Herstellung von metallischen Prothesen- oder Brückengerüsten, bei Stiftaufbauten oder Kronenkäppchen, bei Implantataufbauten oder Implantatsuprastrukturen durch beispielsweise das selektive Lasersintern (Tara et al., 2011; Williams et al., 2006; Suarez et al., 2018). Weiters werden provisorische Kronen, teils auch schon definitive Kronen, Inlays oder Onlays unter anderem auch auf 3D-gedruckten Modellen hergestellt (Osman et al., 2017; Regish et al., 2011; Homsy et al., 2018; Jeong et al., 2017).

In der restaurativen Zahnheilkunde wird der 3D-Druck hauptsächlich zur Herstellung von Schablonen (sogenannter Index) verwendet, welche häufig bei Patientinnen/Patienten nach einem Frontzahntrauma angewandt werden. Die betroffenen Zähne werden digital abgescannt, anschließend ein virtuelles Wax-Up erstellt und schlussendlich der Index zur Wiederherstellung der Zahnform ausgedruckt (Ahmad, Al-Harbi, 2019).

1.6 Vor- und Nachteile des 3D-Drucks

Durch die Entwicklung und den stetigen Fortschritt des 3D-Drucks haben sich in den letzten Jahren zahlreiche Vorteile aber auch manche Nachteile herauskristallisiert.

Zu den wesentlichsten Vorteilen zählen vor allem die enorme Designfreiheit, welche eine umfangreiche Individualisierung und Personalisierung ermöglicht, schnelle Verfügbarkeit, schnelle Produktion sowie die Möglichkeit hohle Bereiche herstellen zu können, die mit subtraktiven Methoden nicht erreicht werden. Speziell auch vor chirurgischen Eingriffen für die Umsetzung einer komplexen und sicheren Eingriffsplanung. Daraus ergibt sich intraoperativ eine kürzere Behandlungszeit und somit eine sichere und vorhersehbare Operation und eine damit verbundene Behandlungssicherheit, Kosteneffizienz und Produktivität. Auch werden dadurch weniger postoperative Komplikationen beschrieben (Lee Ventola, 2014; Lee et al., 2015; Martelli et al., 2016).

Des Weiteren wird die Genauigkeit 3D gedruckter Modelle in der Literatur als sehr gut empfunden. Klinisch akzeptiert ist eine Abweichung von 0,1 mm zwischen natürlichem Zahn und Modell. Auch im Vergleich zu herkömmlichen Gipsmodellen zeigt sich eine hohe Genauigkeit und die Abweichung ist sehr gering (Akyalcin et al., 2013; Hazeveld et al., 2014; Quimby et al., 2004).

Zu den Vorteilen digitaler Modelle zählen weiters, dass keine physischen Aufbewahrungsmöglichkeiten für die Modelle erforderlich sind sowie die sofortige Verfügbarkeit, da die Daten digital archiviert werden können. Des Weiteren resultiert daraus die Möglichkeit, digital Diagnosen zu stellen oder Behandlungssimulationen vor einem Eingriff vorzunehmen und es besteht die Option, die Datensätze sofort an auswärtige Labore zu senden, um technische Arbeiten herstellen zu lassen. Das Risiko eines Bruchs oder Verlustes, der bei einem Gips-Modell entstehen kann, ist bei 3D-gedruckten Modellen nicht in diesem Ausmaß gegeben. Auch bestehen durch den digitalen Arbeitsablauf eine positive Patientinnenwahrnehmung/Patientenwahrnehmung sowie eine generelle verbesserte Kontinuität der Versorgung, da von der Erstuntersuchung bis hin zum

Behandlungsende der Datenaustausch mit den Techniklaboren digital und somit effizient und zeitersparend stattfindet, woraus im Gesamten bei digitalen Modellen ein weniger arbeitsintensiver Prozess resultiert als bei Gipsmodellen (Sousa et al., 2012; Wiranto et al., 2013; Martelli et al., 2016).

Digitale Modelle weisen bei heutigem Stand der Technik eine Vielzahl von Vorteilen auf, jedoch sind auch einige Nachteile zur herkömmlichen Technik feststellbar (Zäh, 2013; Horsch, 2014; Martelli et al., 2016; Sousa et al., 2012; Hazeveld et al., 2014). Je nach verwendeter Herstellungsart ist der Treppen- oder Stufenefekt durch das Schichtungsverfahren unterschiedlich stark ausgeprägt, was zu einer geringeren Genauigkeit des Ausgangsobjektes führen kann. Zu diesem Effekt kommt es, weil bei allen mittels Schichttechnologie hergestellten Modellen gleichmäßig dicke Schichten übereinandergelegt werden, wobei für die Oberflächenqualität vor allem das Ausgangsmaterial eine zentrale Rolle spielt (Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016; Zäh, 2013). Nachteilig müssen auch Anschaffungskosten für den 3D-Drucker, die laufenden Kosten sowie die Voraussetzung eines Grundwissens für diese Technologie und ständiges Training genannt werden, was dazu führt, dass mehr Zeit, vor allem zu Beginn der Anschaffung, benötigt wird (Horsch, 2014).

Die digitale Datei kann beschädigt sein oder schon die Datei mit der Ausgangsinformation kann Fehler enthalten, was sich in einer späteren Ungenauigkeit widerspiegeln kann. Die Behandlungsplanung ohne ein physisches Modell kann in komplexen Fällen sehr herausfordernd sein, weil dazu auch ein umfangreiches Können aller Beteiligten erforderlich ist. Physische Modelle sind einerseits für Zahntechnikerinnen/Zahntechniker weiterhin oftmals erforderlich, um zum Beispiel Keramik zu verblenden, vor allem bei Implantat getragenen Kronen, andererseits dienen sie aber auch der besseren Information der Patientinnen/Patienten (Martelli et al., 2016; Sousa et al., 2012; Hazeveld et al., 2014).

1.7 Datenverarbeitung in der CAD/CAM-Technologie

Das STL-Format spielt bei der Übertragung der 3D-CAD-Daten in die additive Fertigung eine zentrale Rolle, weil es sich de-facto als Industriestandard für den 3D-Druck etabliert hat. Nahezu alle 3D-Druck-Anlagen können durch das Format angesteuert und verarbeitet werden (Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016). Ursprünglich stand STL für „STereoLithographie“, aber seitdem haben sich weitere Begriffe wie standard tessellation language, surface tessellation language, standard triangle language, solid-to-layer oder standard template library dazugesellt (Ahmad, Al-Harbi, 2019).

Bei der STL-Formatierung wird die gesamte Oberfläche des Modells in eine Vielzahl von Dreiecken - der sogenannten Triangulation - zerlegt. Dabei werden kleine Dreiecke in stark gekrümmten Bereichen und große Dreiecke in flachen oder wenig gekrümmten Bereichen verwendet. Diese Dreiecke werden durch ihre Eckpunkte in Bezug zu einer Flächennormalen und zu einem Ursprungskoordinatensystem definiert. Der Normalenvektor wird benötigt, um zu definieren, welche Fläche nach innen und welche Fläche nach außen zeigt. An Kanten der Modelle entstehen Unebenheiten, da gekrümmte Volumina durch die Zerlegung in Dreiecke nur angenähert werden können. Das heißt, je mehr Dreiecke verwendet werden, desto präziser gelingt die Angleichung an das Objekt, zugleich führt aber die Verwendung von vielen Dreiecken zu einem enormen Anstieg der Größe der Datei (Horsch, 2014; Zäh, 2013; Gebhardt, Kessler, Thurn, 2016). Es liegen noch viele weitere Datenformate zur Herstellung von 3D-Modellen, wie zum Beispiel IGES, STEP, Wavefront OBJ, VRML, SAT, etc. vor, wobei mit den Datenformaten IGES und STEP durch mathematische Funktionen auch stark gekrümmte Oberflächen wiedergegeben werden können (Fastermann, 2012).

1.7.1 Meshmixer®

Meshmixer® der Firma Autodesk Inc. (Kalifornien, USA) ist eine open-source Modellierungssoftware, die speziell für die einfache Bearbeitung von digitalen 3D-Modellen („meshes“) entwickelt wurde. Die Software zeichnet sich durch eine

Vielzahl an Funktionen, bestehend aus unterschiedlichsten Bearbeitungs-, Analyse- und Druckwerkzeugen, aus. Dadurch ist es möglich mit nur einem Programm ohne weitere Software ein zuvor bearbeitetes Modell direkt an einen 3D-Drucker zu senden und auszudrucken, wobei die Software automatisch alle Einstellungen zur Vorbereitung des Drucks übernimmt und keine speziellen Kenntnisse für die 3D-Topologie nötig sind. Meshmixer® ist für Windows und macOS verfügbar, benötigt aber eine gewisse Hardwareleistung, wie ausreichend Arbeitsspeicher, um eine flüssige Bearbeitung zu ermöglichen (Meshmixer.com, 25.04.2020).

1.7.2 CloudCompare®

CloudCompare® der Firma Électricité de France (Paris, Frankreich) wurde in der Programmiersprache C++ entwickelt und ist eine open-source Software für die Analyse, die Bearbeitung und Berechnung von 3D-Meshes. Anhand von 3D-Punktwolken („clouds“), können unterschiedliche 3D-Modelle miteinander verglichen und analysiert werden, indem z.B. zu vergleichende Modelle übereinander gelagert werden. Wird die Oberflächenabweichung zwischen zwei Modellen analysiert, werden dabei durch einen im Programm enthaltenen speziellen Algorithmus die Modelle exakt übereinander gelagert und anschließend die Distanzen ausgewählter Punkte berechnet. Dadurch können mögliche Überlagerungen oder positive und negative Abweichungen festgestellt werden, welche farblich durch ein Skalarfeld in einem Histogramm dargestellt werden können. Die Software CloudCompare® ist kompatibel mit Windows, Mac OS und Linux und Bedarf einer geeigneten Hardwareleistung, da ansonsten die Bearbeitung und Analyse aufgrund zahlreicher Rechenprozesse des Programms sehr zeitintensiv ausfallen (Free Software Foundation, 2020).

2 Material und Methoden

In der vorliegenden prospektiven Studie wurde als Grundlage für die Modellherstellung durch den 3D-Druck ein Referenzmodell herangezogen. Dabei wurde das Referenzmodell zuerst durch einen 3D-Scan digitalisiert und anschließend für den Druckvorgang vorbereitet. Damit ein 3D-Drucker auch ein Modell anfertigen kann, muss das digitale Modell in einem dafür vorgesehenen Dateiformat vorliegen. Für die Studie wurde das Referenzmodell im STL-Dateiformat (Näheres siehe Kapitel „Datenverarbeitung“) gespeichert.

Anschließend wurde das Modell von vier verschiedenen 3D-Druckern mit dem für jeden einzelnen Drucker speziell empfohlenen Druckmaterial jeweils zehn Mal angefertigt und somit ergab sich eine Anzahl von insgesamt 40 Modellen. Die gedruckten Modelle wurden daraufhin 3D-gescannt und digitalisiert, weiterbearbeitet und schlussendlich die Oberflächenpräzision vermessen und ausgewertet. Zur Verarbeitung und Analyse der gedruckten 3D-Modelle wurden die Programme Meshmixer® der Firma Autodesk Inc. (Kalifornien, USA) und CloudCompare®, entwickelt von der Firma Électricité de France (Paris, Frankreich) verwendet.

2.1 Modellherstellung und -bearbeitung

Für das Referenzmodell wurde ein anonymes 3D-gescanntes Modell eines voll bezahnten Oberkiefers herangezogen und durch die Digitalisierung konnten weitere Vorbearbeitungen durchgeführt werden. Mit dem an der Universität Graz für Zahnmedizin und Mundgesundheit vorhandenen Programm „Model Builder“, enthalten im Softwarepaket der Firma 3Shape A/S (Kopenhagen, Dänemark), wurde das Modell für die Studie modifiziert. An den Zahnpositionen 12 und 22 wurden die Zähne am digitalen Modell entfernt und durch Zylinder in einem Durchmesser und einer Höhe von 5 mm ersetzt. An den Positionen 14 und 24 wurden statt den Zähnen Implantat-Bohrungen und an den Zähnen 15 und 25 eine mesial-okklusale Präparation in Form eines Rechtecks mit 2 mm Höhe, 5 mm Länge und 3 mm Breite nachempfunden, ersichtlich in Abbildung 2. Weiters

wurden spezielle, in Abbildung 2 farblich dargestellt, Referenzkugeln eingefügt, um die Modelle einfacher übereinander lagern zu können.

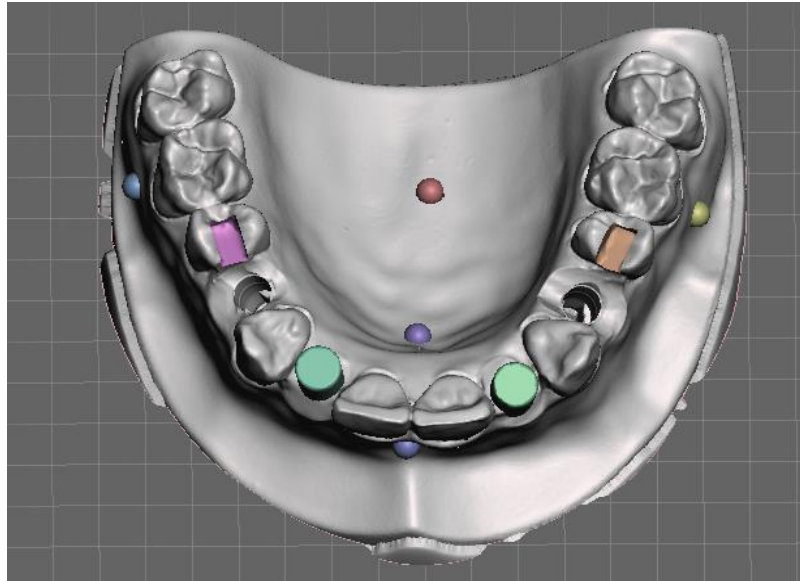


Abbildung 2: digitales Referenzmodell

Abschließend wurde das modifizierte Referenzmodell als STL-Datei unter der Bezeichnung „Referenzmodell.stl“ gespeichert.

2.2 3D-Drucker und Fertigungsmaterial

Das 3D-Referenzmodell wurde mit vier unterschiedlichen Druckern und Fertigungstechnologien in der 3D-Modellherstellung, die derzeit für unsere Abteilung zugänglich sind, jeweils zehn Mal ausgedruckt. Verwendet wurde ein speziell im Bereich der Zahnmedizin eingesetzter DLP-Drucker, ein industrieller FDM-Drucker, ein kostengünstiger Hobby-DLP-Drucker sowie ein industrieller zahnmedizinischer PolyJet-Drucker, welche nachfolgend beschrieben werden.

2.2.1 Asiga Freeform PRO2™

Dieser 3D-Drucker der Firma Asiga Australia® (Alexandria, Australien) basiert auf der DLP-Technologie und ist seit dem Jahr 2011 weltweit auf dem Markt. Der Drucker gehört zu den ersten auf LED basierenden 3D-Druckern und wird nicht nur in der Zahnmedizin, sondern auch in der Schmuckindustrie und der Audiologie verwendet. Der große Vorteil dieses Gerätes ist die Möglichkeit, alle auf dem

Markt befindliche Photopolymere zur Herstellung von Endprodukten zu verwenden, die bei einer Wellenlänge von 385 nm oder 405 nm aushärten. Die zehn Modelle wurden mit einer Schichthöhe von 50 µm, unter Verwendung des Materials „optiprint model / HR / SLA“ (dentona AG, Dortmund, Deutschland) ausgedruckt. Die mit diesem Drucker gefertigten Modelle wurden als „Gruppe C“ eingeordnet und in weiterer Folge als Modelle „C1 bis C10“ bezeichnet.

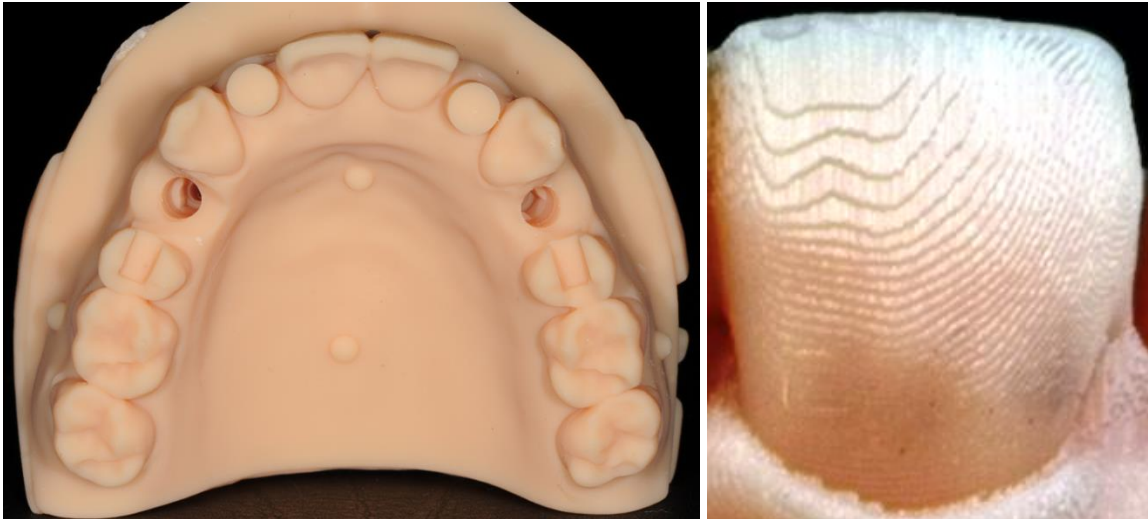


Abbildung 3: Modell C1 (links) mit Nahaufnahme (rechts)

2.2.2 HAGE3D 3D-Drucker 84L®

Die Anfertigung der als „H1 bis H10“ bezeichneten Modelle erfolgte mit dem HAGE3D 3D-Drucker 84L® der Firma HAGE3D GmbH (Obdach, Österreich), welcher auf dem FDM-Verfahren basiert. In der Industrie wird dieser 3D-Drucker vor allem im Bereich der Sonderanfertigung wie z.B. für individuelle Gehäuse oder Verbindungsstücke, etc. herangezogen und ist bislang noch nicht speziell für die Zahnmedizin ausgerichtet. Der große Vorteil dieses Allround-Gerätes ist die verwendbare Materialvielfalt wie z.B. ABS, PEEK, Titan, etc. und die gute Bauteilhaltung des gedruckten Materials. Für die vorliegende Arbeit wurden die Modelle mit dem Material „TitanX™-Natural“, einem ABS Kunststoff mit Binde- und Modifizierungsmittel als Zusatzkomponenten, der Firma Formfutura BV (Nijmegen, Niederlande), in der geringst möglichen Schichtstärke mit 150 µm gedruckt.

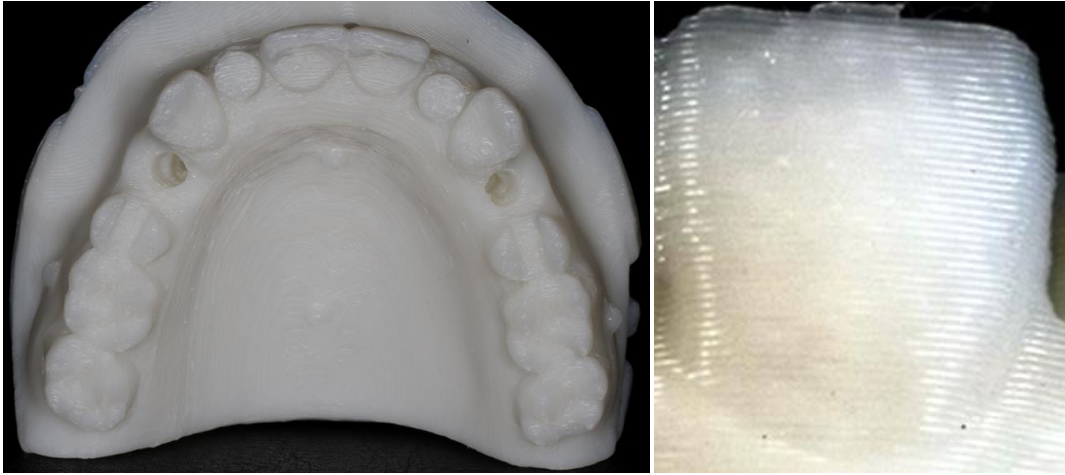


Abbildung 4: Modell H1 (links) mit Nahaufnahme (rechts)

2.2.3 Anycubic Photon®

Basierend auf der DLP-Technologie wurden mit dem 3D-Drucker Anycubic Photon® der Firma Anycubic Technology Co. Ltd (Shenzhen, China) weitere zehn Modelle, welche mit der Bezeichnung „P1 bis P10“ versehen wurden, in der Schichthöhe 50 µm und mit dem Material „Dental non-castable UV-Resin“ der Firma Anycubic Technology Co. Ltd (Shenzhen, China) gedruckt. Der Drucker ist für die Heimanwendung als Hobby und somit für den Einstieg in das Gebiet des 3D-Drucks konzipiert und dadurch nicht im Speziellen auf die Zahnmedizin zugeschnitten, sondern in allen möglichen Bereichen einsetzbar. Der allergrößte Vorteil liegt in den geringen Anschaffungskosten und den geringen laufenden Materialkosten, negativ fällt aber die eingeschränkte Materialvielfalt auf, da nur die Verwendung von Eigenprodukte empfohlen wird (Anycubic Technology Co. Ltd, 25.04.2020).

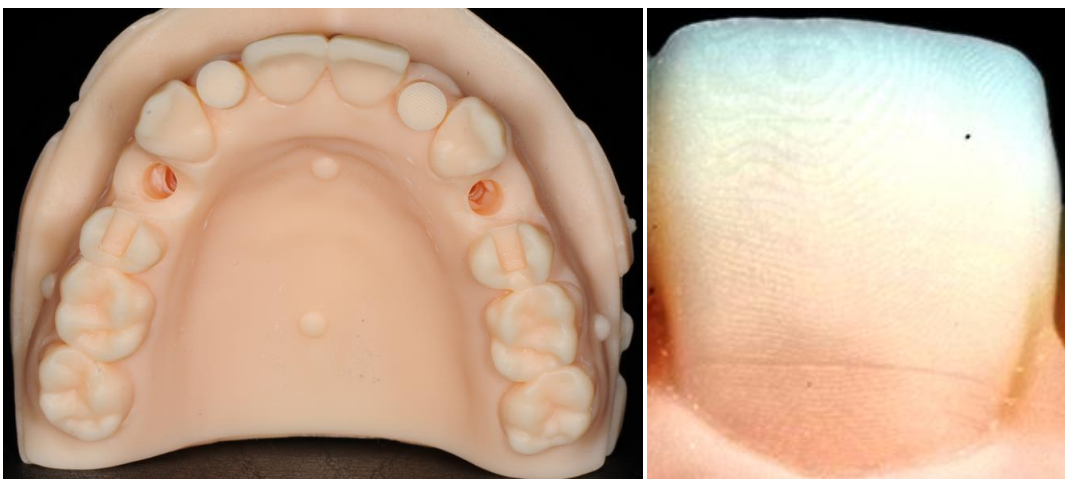


Abbildung 5: Modell P1 (links) mit Nahaufnahme (rechts)

2.2.4 Objet Eden500V®

Weitere zehn Modelle, mit der Bezeichnung „R1 bis R10“, wurden mit dem Drucker Objet Eden500V® der Firma Stratasys Ltd. (Eden Prairie, USA), welcher auf der eigens patentierten PolyJet-Technologie (Stratasys Ltd.) basiert, gedruckt. Der unter anderem speziell in der Zahnmedizin eingesetzte 3D-Drucker Objet Eden500V® dient der Herstellung von Bohrschablonen, Kronen- und Brückenmodellen, Kieferorthopädischen Modellen sowie von Kunststoffkronen. Der große Vorteil dieser Technologie ist die Möglichkeit der Herstellung von Objekten mit sehr niedrigen Schichtstärken von bis zu 10 µm, was zu einer hohen Detailgenauigkeit der gedruckten Modelle führt und die Verwendbarkeit eines großen Materialspektrums, wobei für die vorliegende Studie das firmeneigene Material „VeroDentPlus MED690“ mit einer Schichtstärke von 16 µm verwendet wurde (Stratasys Ltd., 25.04.2020).

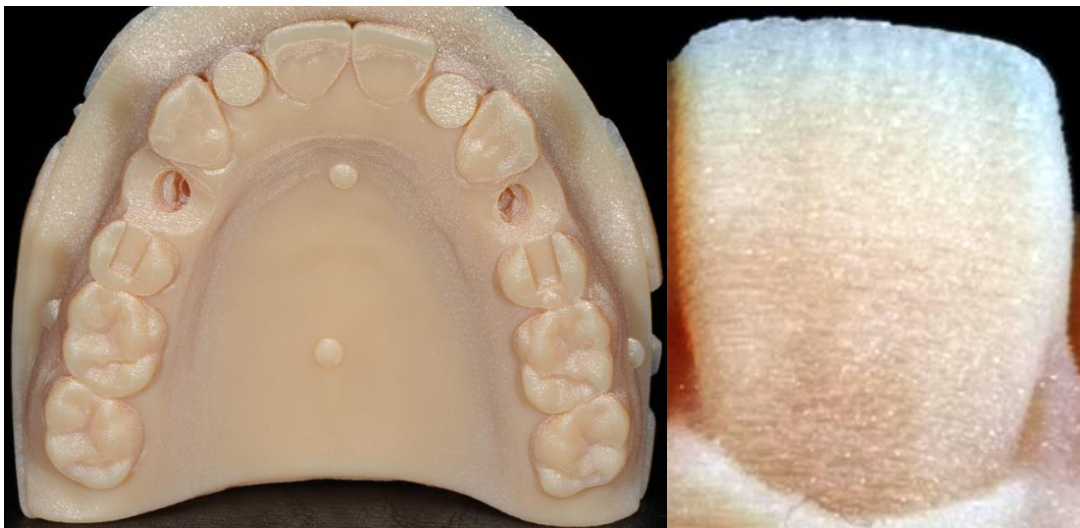


Abbildung 6: Modell R1 (links) mit Nahaufnahme (rechts)

2.3 Laborscan

Um die Oberflächenpräzision der 40 hergestellten 3D-Modelle miteinander vergleichen zu können, wurden diese mit Hilfe des Laborscanners D2000® der Firma 3Shape A/S (Kopenhagen, Dänemark) eingescannt, ersichtlich in Abbildung 7. Dabei wurde die höchstmögliche Auflösungseinstellung von 5 µm bei einer Scandauer von 16 Sekunden pro Modell gewählt und anschließend wurden die dadurch gewonnenen Daten anhand der vier eingeteilten Gruppen „C1 bis C10“, „H1 bis H10“, „P1 bis P10“ und „R1 bis R10“ im STL-Dateiformat exportiert.

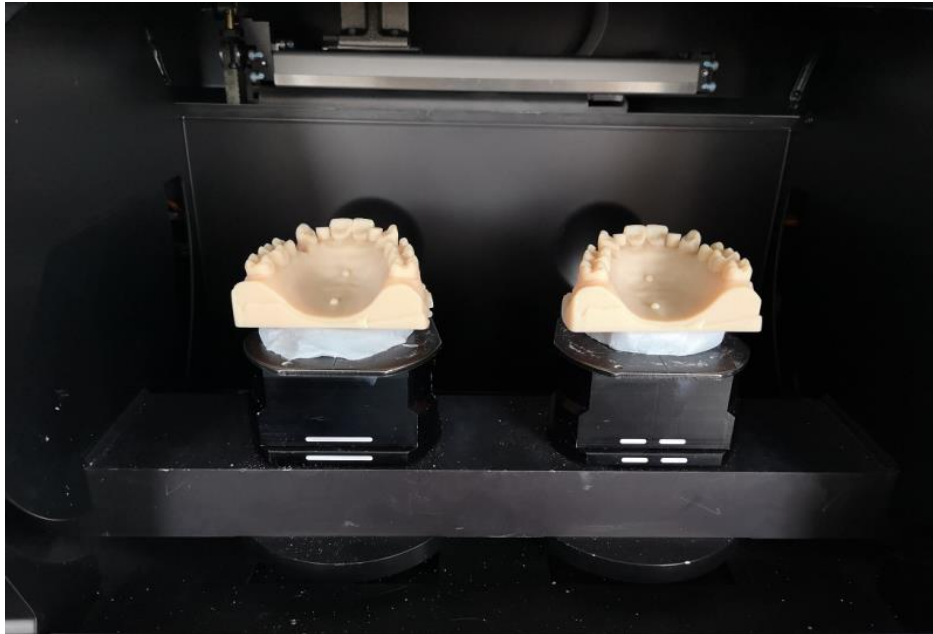


Abbildung 7: Modelle R1 und R2 im Laborscan D2000® (3Shape A/S)

2.4 Vergleich der Oberflächen

In der vorliegenden Studie wurden die 3D-gedruckten Modelle mit dem Referenzmodell verglichen, wobei die Oberflächenpräzision und Genauigkeit der jeweiligen unterschiedlichen 3D-Drucker untersucht wurde.

Nach der digitalen 3D Darstellung der ersten Scans zeigte sich, dass die Modelle vor allem an ihrer Basis sowie an den eingefügten Implantatbohrungen unterschiedlich erfasst wurden und es somit an diesen Stellen zu verfälschten Ergebnissen gekommen wäre. Aufgrund der Position, in welcher die Modelle eingespannt wurden, ergeben sich unterschiedliche Einblick- und Scanwinkel weshalb die Modelle an der Implantatschulter abgeschnitten wurden. Daraufhin wurden alle STL-Datensätze der Modelle mit dem Programm Meshmixer® (Version 3.5, Windows 10 64bit) der Firma Autodesk Inc. (Kalifornien, USA) importiert und bearbeitet. Anhand des Tools „Select“ wurden die Positionen der Implantatbohrungen markiert und gelöscht und anschließend wurde unter der Funktion „Edit → Plane Cut“ jedes Modell an seiner Basis, orientiert an den Referenzpunkten, auf fast der gleichen Höhe abgeschnitten, wobei nur die Oberflächenstruktur im STL-Format gespeichert wurde.

2.4.1 Modellüberlagerung (align)

Nachdem alle Vorbearbeitungen abgeschlossen waren, wurden die STL-Daten aller zu vergleichenden Modelle jeweils einzeln mit dem Referenzmodell in das open-source Programm CloudCompare® (Version 2.10.2, Windows 10 64 bits) importiert. Daraufhin mussten die zwei vorliegenden Modelle, vorerst grob, ausgerichtet werden, damit zwischen den Oberflächen die geringstmöglichen Abstände vorliegen. Dazu wurde zuerst in CloudCompare® Version 2.10.2 über den Menüpunkt „Tools → Registration → Align (point pairs picking)“ verwendet und manuell vier idente Punkte jeweils am Referenzmodell und am Vergleichsmodell ausgewählt, damit die Modelle digital relativ grob ausgerichtet wurden. Anschließend wurden die Modelle unter „Tools → Segmentation → Cross section“ nochmals gemeinsam an der exakt selben Stelle der Modellbasis abgeschnitten, um jegliche Scanfehler an der Modellbasis auszugrenzen. Nachfolgend wurden die Modelle unter „Tools → Registration → Fine registration (ICP)“ exakt über dem programminternen „iterative closest point registration (ICP) – Algorithmus automatisch ausgerichtet, um die höchstmögliche Kongruenz beider Oberflächen zu erhalten.

2.4.2 Prüfung der Oberflächenabweichungen

In der Menüleiste findet sich der Punkt „Compute cloud/mesh distance“, anhand dessen die ausgerichteten Oberflächen analysiert werden konnten, wobei die positiven oder negativen Abweichungen dabei als „signed distances“ berechnet wurden. Dadurch berechnet das Programm CloudCompare® aus dem STL-Datensatz eine Punktwolke („cloud“) des Vergleichsmodells, die dabei entstandenen Punktabstände werden anschließend zur Oberfläche des Referenzmodells („mesh“) berechnet und diese im Millimetermaß angegeben. Es werden an den Modellen, abhängig von der Komplexität der Geometrie, ca. 30000 bis 60000 Oberflächenpunkte vermessen und durch den unterschiedlichen Abstand zum Referenzmodell („mesh“) wird eine wechselnde Anzahl an Bereichsklassen („classes“) erstellt, die in definierte Abstandsbereiche unterteilt sind. Nach Abschluss der Analyse kann ein Histogramm über die unterschiedlichen Bereichsklassen erstellt werden, wobei man über den

Menüpunkt „Distribution Fitting“ eine Gauß'sche Glockenkurve über das Histogramm legen kann. Diese Darstellung ermöglicht sowohl die Berechnung des Mittelwertes als auch der Standardabweichung. Die Einteilung in drei unterschiedliche Farbbereiche (Skalarfelder), nämlich blau, grün und rot, dient dazu, die Oberflächenabweichungen grafisch eindrücklich darzustellen, zu sehen in Abbildung 8. Alle Messpunkte, die eine Oberflächenabweichung von weniger als -0,100 mm aufweisen finden sich im blauen Farbbereich, jene von einer Oberflächenabweichung im Bereich von -0,100 mm bis + 0,100 mm im grünen Farbbereich und diejenigen Messpunkte mit einer Oberflächenabweichung von über +0,100 mm im roten Farbbereich wieder.

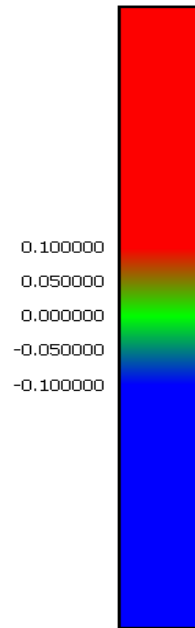


Abbildung 8:
Skalarfeld

2.4.3 Erklärungen zu den Abbildungen im Abschnitt „Ergebnisse“

In Abbildung 9 wird beispielhaft ein Histogramm von 55029 vermessenen Oberflächenpunkten („values“) gezeigt und die Bezeichnung „C2M signed distances“ bzw. „cloud to mesh“ beschreibt dabei die positiven und negativen Abweichungen zwischen Punktwolke und Referenzoberfläche. In der nachfolgenden Grafik sind die Punkte in 32 Bereichsklassen „classes“, welche definierten Abständen entsprechen, zusammengefasst und dargestellt.

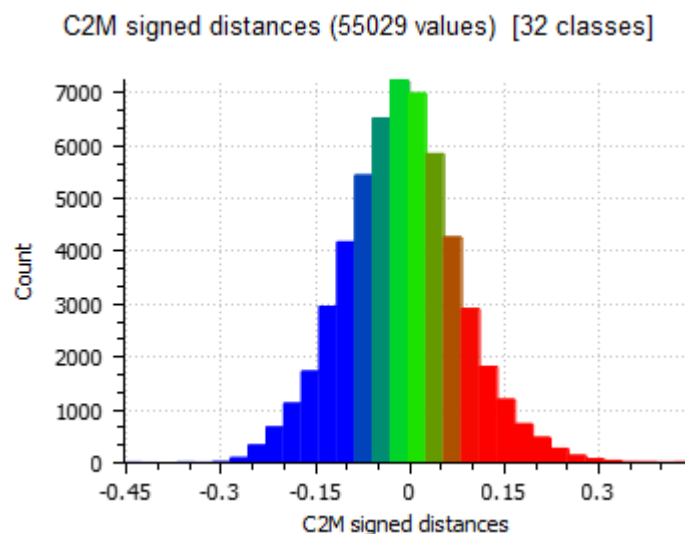


Abbildung 9: Histogramm von Modell H1 unterteilt in 32 Klassen

Die Abstände des Vergleichsmodells zum Referenzmodell sind auf der x-Achse in Millimetern angegeben wobei bei dem Wert „0“ keine Abweichung vorliegt und somit eine 100%tige Übereinstimmung besteht. Die y-Achse zeigt die Anzahl („Count“) der enthaltenen Punkte in den unterschiedlichen Bereichsklassen. Daraus ergibt sich, dass bei einer Erhöhung der Anzahl der Bereichsklassen die Summe der Werte pro Klasse vermindert wird. Abbildung 10 stellt das Histogramm C1 mit 128 Bereichsklassen dar.

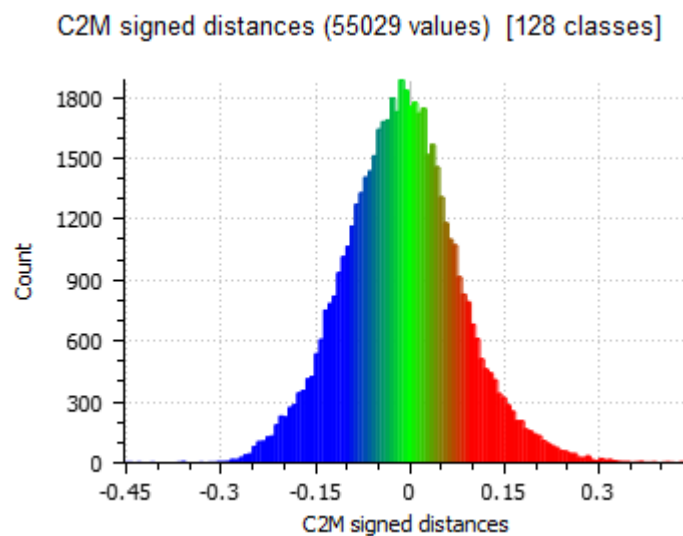


Abbildung 10: Histogramm von Modell H1 unterteilt in 128 Klassen

Durch ein Boxplot-Diagramm wird der gesamte Wertebereich eines Datensatzes mit der Fallzahl („N“) von der untersten zur obersten Abweichung dargestellt. Die einzelnen Messpunkte befinden sich auf der markierten vertikalen Achse im Millimeterabstand und die einzelnen Modellbezeichnungen auf der horizontalen Achse. Dadurch ist erkennbar, ob positive oder negative Abweichungen bestehen, wobei die Mittellinie mit dem Wert 0 („Null“) den Bereich darstellt, indem keine Abweichung vorliegt. Der hier blau markierte Bereich spiegelt 50% der Messpunkte wider und beinhaltet den jeweiligen Median. Angrenzend dazu finden sich die Antennen, welche aussagen, dass ungefähr weitere 50% in diesem Bereich liegen. Im Anschluss an die Antennen folgen die Ausreißer, die in der vorliegenden Studie aufgrund der hohen Fallzahl als breite schwarze Linie aufscheinen.

3 Ergebnisse

Für die vorliegende Studie wurden die Oberflächenabweichungen von 40 3D-gedruckten Modellen im Vergleich zu einem Referenzmodell untersucht. Dabei wurden jeweils zehn Modelle mit vier verschiedenen 3D-Druckern gefertigt und in vier Gruppen unterteilt. Die Modelle der Gruppe C wurden mit dem Drucker Asiga Freeform Pro2™ der Firma Asiga Australia® (Alexandria, Australien), die Modelle der Gruppe H mit dem Drucker HAGE3D 3D-Drucker 84L® der Firma HAGE3D GmbH (Obdach, Österreich), die Modelle der Gruppe P mit dem Drucker Anycubic Photon® der Firma Anycubic Technology Co. Ltd (Shenzhen, China) und die Modelle der Gruppe R mit dem Drucker Objet Eden500V® der Firma Stratasys Ltd. (Eden Prairie, USA) gefertigt. Als Druckmaterial wurde für die Gruppe C das Photopolymer „optiprint model / HR / SLA“ der Firma dentona AG verwendet und anhand der empfohlenen Parameter für gedruckte zahnmedizinische Modelle gefertigt. Die Modelle der Gruppe H wurden mit dem Material „TitanX™-Natural“ der Firma Formfutura BV, einem ABS Kunststoff mit Binde- und Modifizierungsmittel als Zusatzkomponenten, mit der geringst möglichen Schichtstärke des Druckers der Firma HAGE3D GmbH gefertigt. Bei den Modellen der Gruppe P wurde das Druckmaterial „Dental non-castable UV-Resin“ der Firma Anycubic Technology Co. Ltd, einem Dental Resin, verwendet da dieses Material mit einer geringen Schrumpfung beworben wird. Die Modelle der Gruppe R wurden vom Zahntechnikmeisterlabor „3D medical print KG“ von Stefan Remplbauer mit angepassten Parametern für gedruckte Meistermodelle mit dem Material „VeroDentPlus MED690“ der Firma Stratasys Ltd. gefertigt. Alle Modelle wurden auf eigene Kosten hergestellt und es gab keine Subventionen oder Unterstützung von einer dieser genannten Firmen. Folgend werden die Ergebnisse der entsprechenden Gruppen C, H, P und R im Detail aufgeführt.

3.1 Detailergebnisse Gruppe C

Bei den Modellen C1 bis C10 befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der durchschnittliche Mittelwert bei -0,045 mm und die

Standardabweichung beträgt 0,073 mm. Die unterste und oberste Abweichung der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen -0,903 mm bei Modell C2 und +0,874 mm bei Modell C3, wobei durchschnittlich 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen -0,045 mm und -0,045 mm vorzufinden sind.

In Tabelle 1 ist die gesamte Datenauswertung der Gruppe C aufgeführt. Der niedrigste Mittelwert mit -0,039 mm ist bei Modell C3 und C6, der höchste Mittelwert mit -0,052 mm bei Modell C9, die niedrigste Standardabweichung mit 0,061 mm bei Modell C4 und C10 und die höchste Standardabweichung von 0,082 mm ist bei den Modellen C1 und C9 zu finden. Auffällig dabei ist Modell C3, welches die größte Streuung zwischen -0,829 mm und +0,874 mm aufweist.

Tabelle 1: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe C

Modell	N	Min	Max	Mittelwert	SD	95%CI
C1	54757	-0,830	0,260	-0,050	0,082	[-0,050;-0,049]
C2	56359	-0,903	0,280	-0,042	0,066	[-0,041;-0,040]
C3	54544	-0,829	0,874	-0,041	0,066	[-0,042;-0,041]
C4	55871	-0,639	0,349	-0,039	0,061	[-0,038;-0,037]
C5	57067	-0,784	0,313	-0,048	0,080	[-0,051;-0,049]
C6	54985	-0,870	0,266	-0,039	0,063	[-0,039;-0,038]
C7	55093	-0,743	0,495	-0,049	0,081	[-0,050;-0,048]
C8	55010	-0,689	0,262	-0,047	0,077	[-0,048;-0,047]
C9	54995	-0,711	0,304	-0,052	0,082	[-0,053;-0,051]
C10	54878	-0,746	0,356	-0,040	0,061	[-0,041;-0,040]

Repräsentativ für die Gruppe C ist das Modell C8, da hier die geringste Abweichung zu den Durchschnittswerten vorliegt. Bei Modell C8 befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der Mittelwert bei -0,047 mm und die Standardabweichung beträgt 0,077 mm. Die untersten und obersten Abweichungen der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen -0,689 mm und +0,262 mm, wobei 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen -0,048 mm und -0,047 mm vorzufinden sind. Anhand Abbildung 11 ist zu erkennen, dass die negativen, blauen Abweichungen hauptsächlich auf der Außenseite (bukkal) und die positiven, roten Abweichungen bei dem okklusalen Kaurelief liegen. Die grünen Bereiche spiegeln dabei keine oder minimale Abweichungen zwischen -0,100 mm und + 0,100 mm wider.

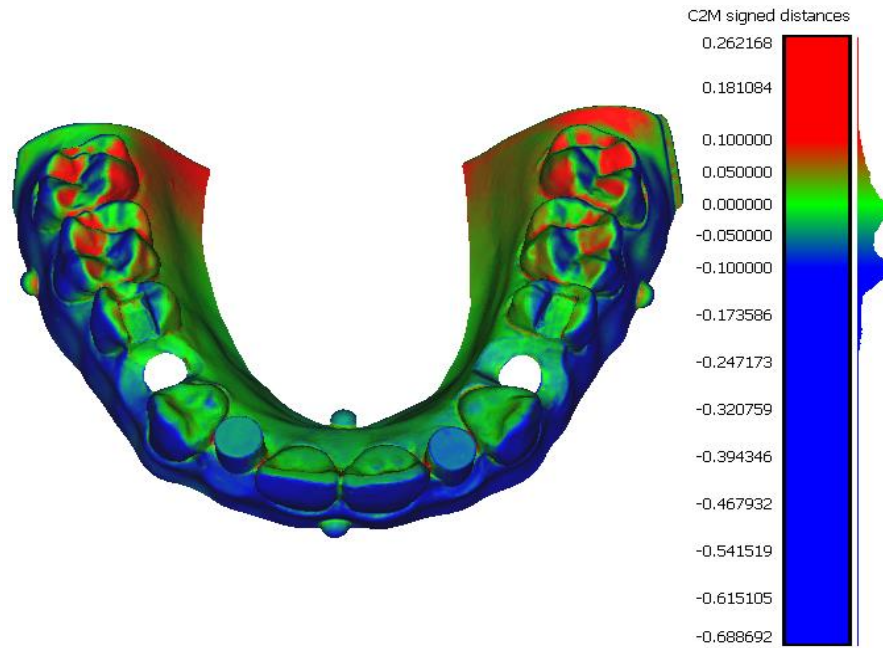


Abbildung 11: Oberflächenabweichung von Modell C8 mit Skalarfeld

In Abbildung 12 ist auf der in Millimeter unterteilten Vertikalen ersichtlich, dass die Modelle der Gruppe C mehr negative als positive Abweichungen aufweisen und die Mediane im negativen Bereich liegen, was für eine Verkleinerung der C-Modelle im Vergleich zum Referenzmodell spricht. In den hier blau markierten Bereichen finden sich 50% und in den folgenden Antennen ungefähr weitere 50% der Messpunkte wieder, wobei aufgrund der hohen Fallzahl („N“) die Ausreißer anschließend in einer breiten schwarzen Linie dargestellt sind.

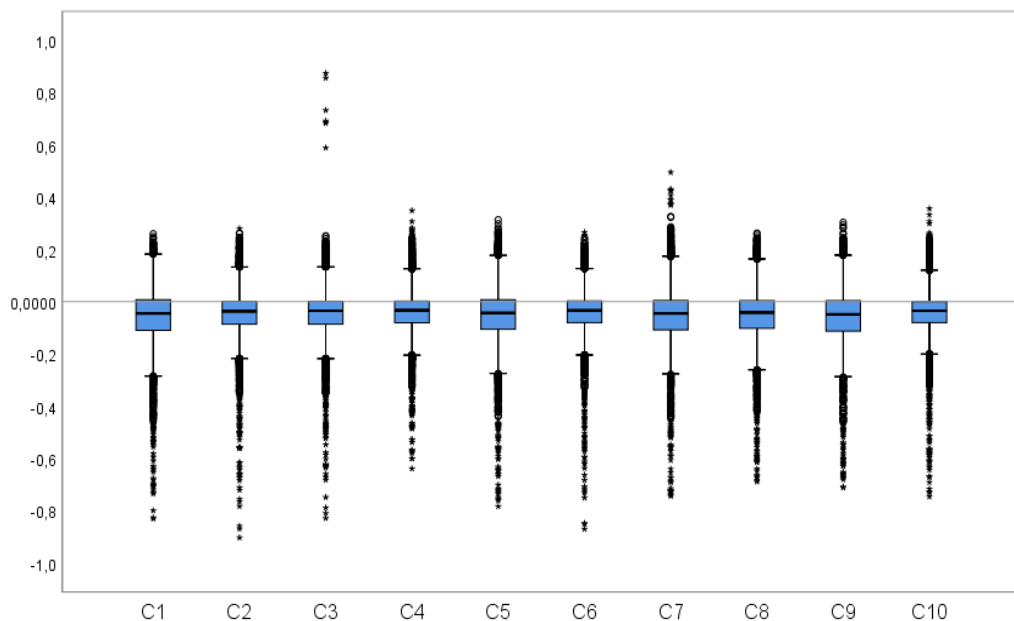


Abbildung 12: Streuung aller Messpunkte der Gruppe C Modelle

Die einzelnen Fehlerbalken mit Mittelwerten und dem jeweiligen 95% Konfidenzintervall („95% CI) der Modelle C1 bis C10 mit vertikalen Zahlenwerten im Millimeterabstand werden in Abbildung 13 dargestellt. Dadurch wird veranschaulicht, dass die Messpunkte aller Modelle der Gruppe C überwiegend im negativen Bereich vorzufinden sind, was für eine Schrumpfung im Vergleich zum Referenzmodell spricht. Außerdem ist erkennbar, dass die Modelle C2, C3, C4, C6 und C10 und die Modelle C1, C5, C7, C8 und C9 ungefähr auf einer Linie liegen und somit jeweils fünf Modelle gleichmäßig gefertigt sind.

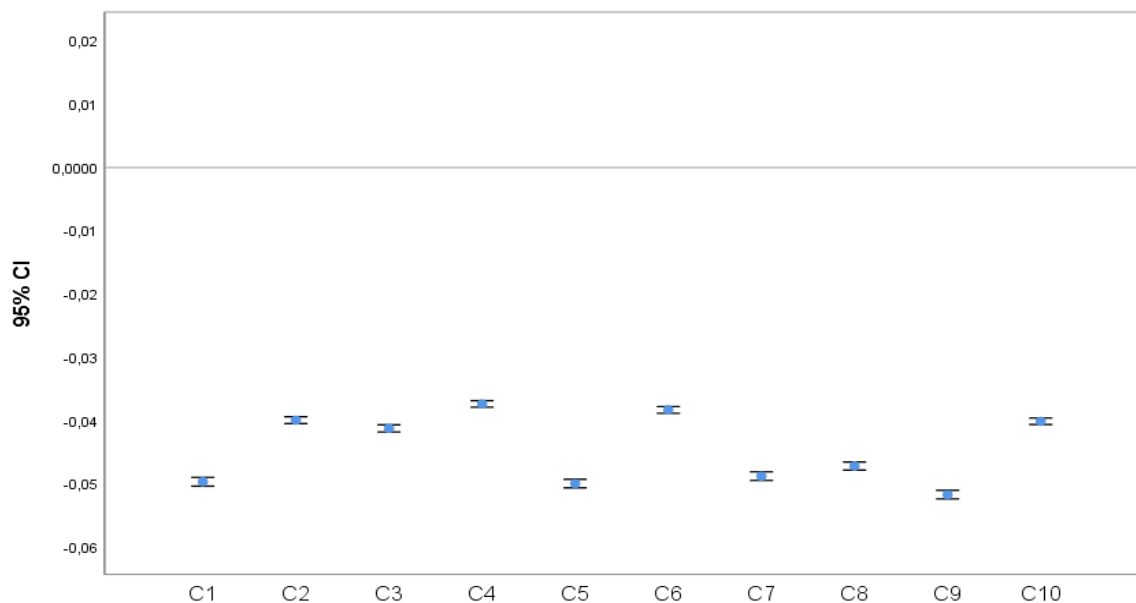


Abbildung 13: 95% CI der Gruppe C Modelle

Alle Histogramme der Gruppe C sind in Abbildung 14 aufgeführt. Hier zu beachten sind die Modelle C1, C5, C7, C8 und C9, bei denen ausgeprägte doppelte Peaks feststellbar sind, welche die vermehrt negativen Oberflächenabweichungen dieser Gruppe widerspiegeln.

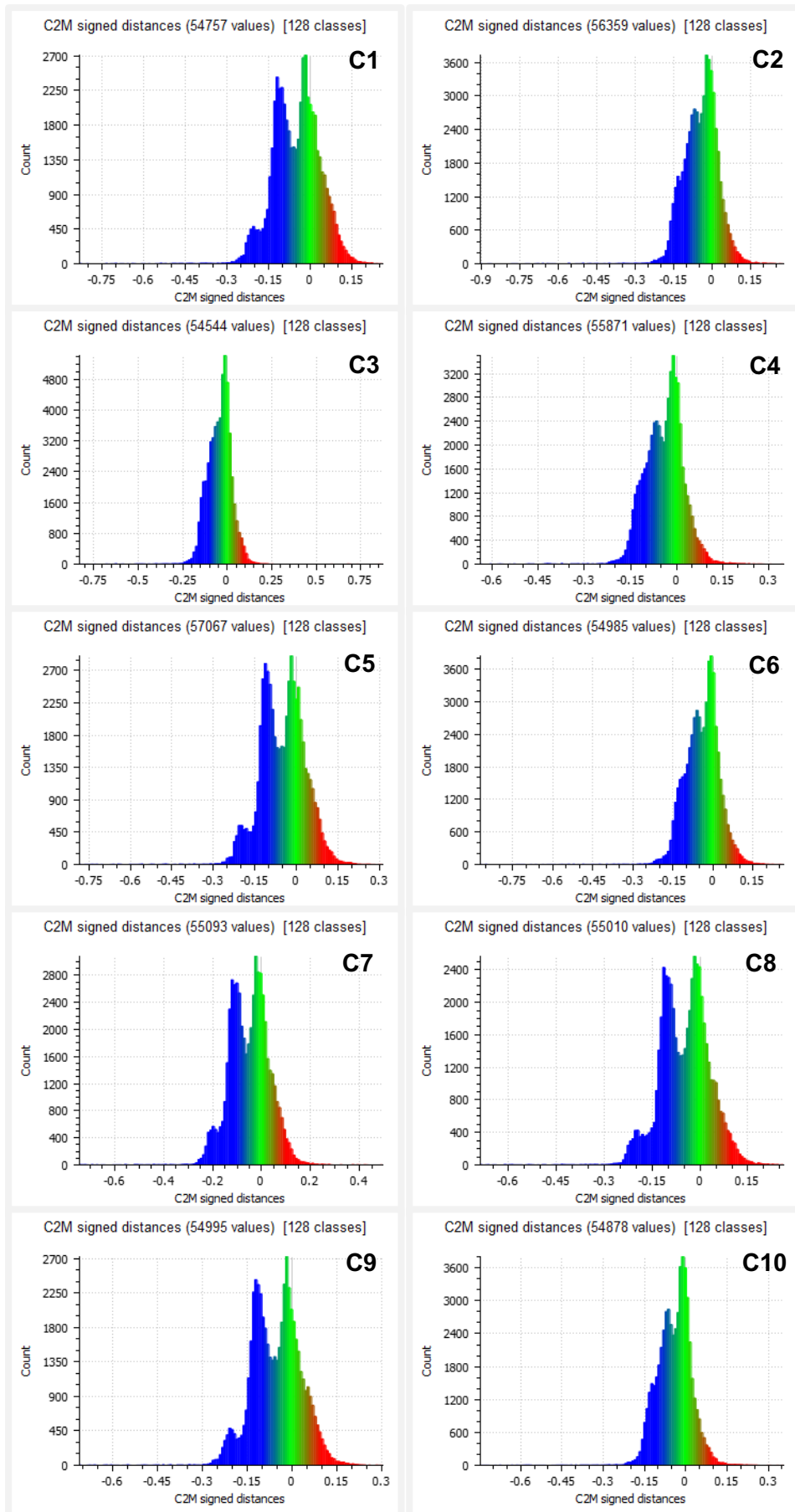


Abbildung 14: Histogramme der Gruppe C Modelle

3.2 Detailergebnisse Gruppe H

Bei den Modellen der Gruppe H befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der durchschnittliche Mittelwert bei -0,010 mm und die Standardabweichung beträgt 0,086 mm. Die unterste und oberste Abweichung der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen -0,454 mm bei Modell H1 und +0,691 mm bei Modell H9, wobei durchschnittlich 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen -0,010 mm und -0,009 mm vorzufinden sind.

In Tabelle 2 ist die gesamte Datenauswertung der Gruppe H aufgeführt. Hier ist der niedrigste Mittelwert mit -0,006 mm bei Modell H5, der höchste Mittelwert mit -0,012 mm bei den Modellen H1 und H8, die niedrigste Standardabweichung mit 0,080 mm bei Modell H9 und die höchste Standardabweichung mit 0,092 mm bei den Modellen H1 und H10 zu finden. Weiters weist Modell H9 die größte Streuung zwischen -0,343 mm und +0,691 mm auf. Auffallend in der Gruppe H ist dabei, dass sich die positiven Maximalwerte („Max“) weiter entfernt von Null, als die negativen Maximalwerte („Min“), befinden.

Tabelle 2: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe H

Modell	N	Min	Max	Mittelwert	SD	95%CI
H1	55029	-0,454	0,450	-0,012	0,092	[-0,013; -0,011]
H2	55406	-0,307	0,514	-0,010	0,085	[-0,011; -0,009]
H3	54206	-0,327	0,410	-0,009	0,084	[-0,008; -0,007]
H4	55460	-0,294	0,428	-0,010	0,088	[-0,009; -0,008]
H5	53558	-0,400	0,460	-0,006	0,088	[-0,007; -0,005]
H6	54764	-0,269	0,544	-0,010	0,084	[-0,009; -0,007]
H7	54563	-0,313	0,518	-0,011	0,081	[-0,011; -0,010]
H8	54840	-0,346	0,442	-0,012	0,086	[-0,012; -0,011]
H9	53339	-0,343	0,691	-0,011	0,080	[-0,011; -0,009]
H10	53997	-0,312	0,513	-0,007	0,092	[-0,007; -0,005]

Repräsentativ für die Gruppe H ist Modell H2, da hier die geringste Abweichung zu den Durchschnittswerten vorliegt. Bei Modell H2 befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der Mittelwert bei -0,010 mm und die Standardabweichung beträgt 0,085 mm. Die untersten und obersten Abweichungen der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen -0,307 mm und +0,514 mm, wobei 95% dieser Messpunkte in einem Bereich

zwischen -0,011 mm und -0,009 mm vorzufinden sind. Anhand Abbildung 15 ist zu erkennen, dass die negativen, blauen Abweichungen vermehrt auf der Außenseite (bukkal) und die positiven, roten Abweichungen auf dem okklusalen Kaurelief liegen. Die grünen Bereiche spiegeln dabei keine oder minimale Abweichungen zwischen -0,100 mm und + 0,100 mm wider. Weiters ist die erhöhte Schichtstärke dieser FDM-Drucktechnologie an der welligen Struktur der Oberfläche in Abbildung 15 ersichtlich.

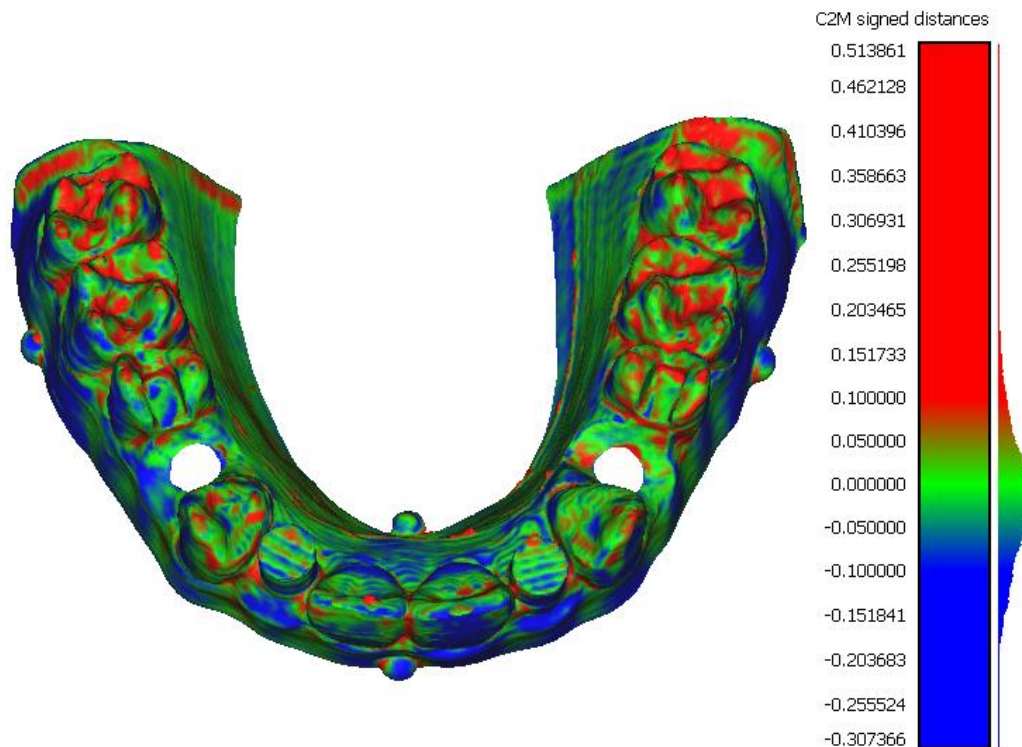


Abbildung 15: Oberflächenabweichung von Modell H2 mit Skalarfeld

In Abbildung 16 wird deutlich, dass die Mediane der Gruppe H im negativen Bereich, aber nahe am Nullpunkt liegen und die Streuungen der Messpunkte breiter im positiven Bereich sind, wobei die grün markierten Boxen 50% der vermessenen Punkte beinhalten. Auch in den angrenzenden Antennen, wo sich ungefähr 50% der restlichen Oberflächenpunkte befinden, ist erkennbar, dass die Werte nahe beieinanderliegen und dadurch die Abweichungen gering sind. Darüber hinaus sieht man, dass vor allem die Ausreißer auf der positiven Seite breiter gestreut sind und dadurch diese Messpunkte am Vergleichsmodell größer gefertigt sind.

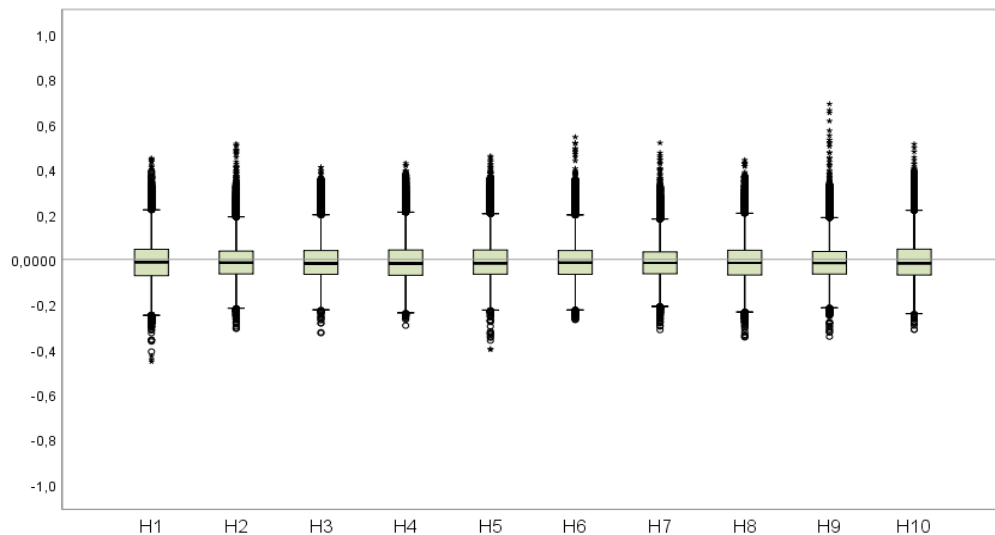


Abbildung 16: Streuung aller Messpunkte der Gruppe H Modelle

Die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten und dem jeweiligen 95% Konfidenzintervall („95% CI) der Modelle H1 bis H10 stellen sich in Abbildung 17 dar. Dabei sind die vertikalen Zahlenwerte im Millimeterabstand angegeben und es zeigt sich, dass die Werte im negativen Bereich liegen und somit eine Verkleinerung im Vergleich zum Referenzmodell vorliegt, jedoch alle Modelle der Gruppe H gleichmäßig auf einer Linie liegen, was auf einen konstanten Druckprozess hindeutet.

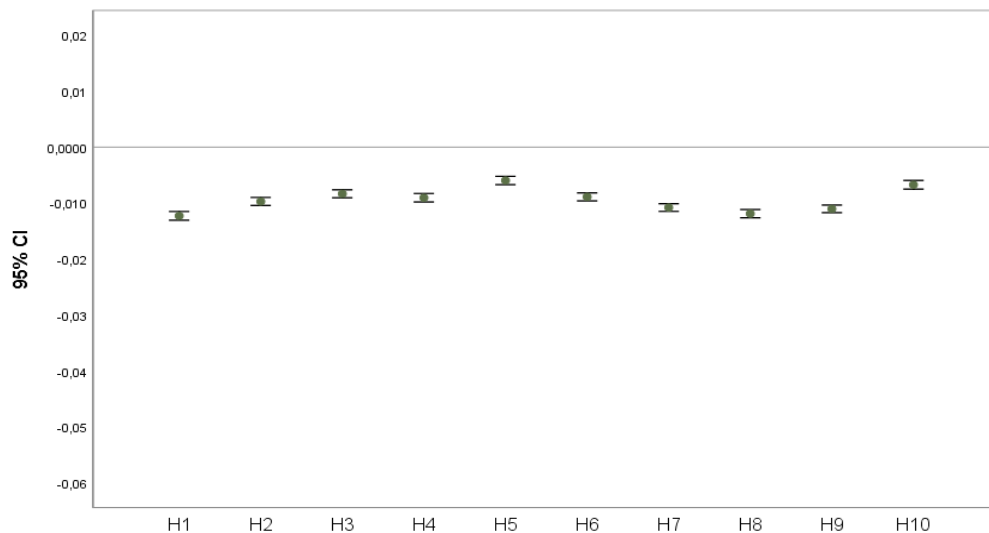


Abbildung 17: 95% CI der Gruppe H Modelle

Alle Histogramme der Gruppe H sind in Abbildung 18 aufgeführt, anhand welcher erkennbar ist, dass sich die Oberflächenabweichungen gleichmäßig im positiven und negativen Bereich befinden, jedoch der Peak gering im Minusbereich liegt.

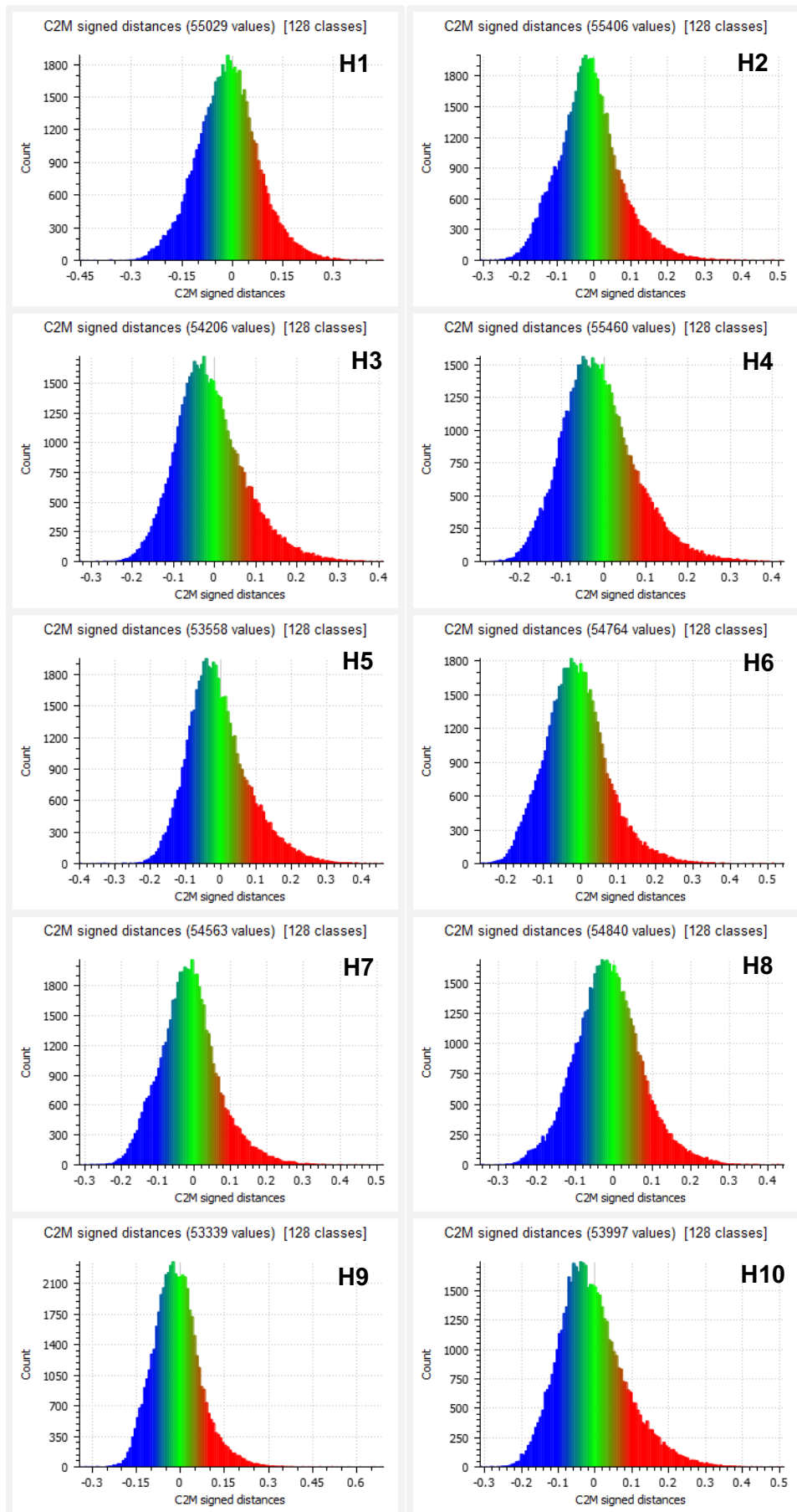


Abbildung 18: Histogramme der Gruppe H Modelle

3.3 Detailergebnisse Gruppe P

Bei den Modellen der Gruppe P1 bis P10 befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der durchschnittliche Mittelwert bei -0,005 mm und die Standardabweichung beträgt 0,076 mm. Die untersten und obersten Abweichungen der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen -0,990 mm bei Modell P6 und +0,784 mm bei Modell P3, wobei durchschnittlich 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen -0,0005 mm und -0,004 mm vorzufinden sind.

In Tabelle 3 ist die gesamte Datenauswertung der Gruppe H aufgeführt. Hier ist der niedrigste Mittelwert mit +0,001 mm bei Modell P10, der höchste Mittelwert mit -0,011 mm bei Modell P6, die niedrigste Standardabweichung mit 0,072 mm bei den Modellen P1 und P2, sowie die höchste Standardabweichung mit 0,092 mm bei den Modellen H1 und H10 zu finden. Weiters weist Modell P3 die größte Streuung zwischen -0,733 mm und +0,784 mm auf. Auffallend in der Gruppe P ist dabei, dass sich die negativen Maximalwerte („Min“) weiter von Null entfernt, als die positiven Maximalwerte („Max“) befinden und Modell P6 mit einer Standardabweichung von 0,089 mm im Vergleich zu den restlichen Modellen dieser Gruppe eine Ausnahme bildet.

Tabelle 3: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe P

Modell	N	Min	Max	Mittelwert	SD	95%CI
P1	54972	-0,859	0,375	-0,006	0,072	[-0,007; -0,005]
P2	52279	-0,714	0,380	-0,003	0,072	[-0,004; -0,003]
P3	55790	-0,733	0,784	-0,008	0,073	[-0,009; -0,008]
P4	52986	-0,885	0,396	-0,003	0,073	[-0,004; -0,002]
P5	54221	-0,860	0,373	-0,004	0,076	[-0,004; -0,003]
P6	54024	-0,990	0,455	-0,011	0,089	[-0,012; -0,010]
P7	54025	-0,863	0,397	-0,006	0,076	[-0,007; -0,006]
P8	55028	-0,747	0,436	-0,005	0,075	[-0,006; -0,004]
P9	53460	-0,940	0,449	-0,003	0,079	[-0,004; -0,002]
P10	53798	-0,801	0,437	0,001	0,075	[0,000; 0,001]

Repräsentativ für die Gruppe P ist Modell P8 da hier die geringste Abweichung zu den Durchschnittswerten vorliegt. Bei Modell P2 befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der Mittelwert bei -0,005 mm und die Standardabweichung beträgt 0,075 mm. Die untersten und obersten

Abweichungen der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen $-0,747$ mm und $+0,436$ mm, wobei 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen $-0,006$ mm und $-0,004$ mm vorzufinden sind. Anhand Abbildung 19 ist zu erkennen, dass die negativen, blauen Abweichungen hauptsächlich auf dem okklusalen Kaurelief der Zähne und die positiven, roten Abweichungen auf der Innenseite der bukkalen Fläche der Schneidezähne und an den Referenzpunkten liegen. Die grünen Bereiche spiegeln dabei keine oder minimale Abweichungen zwischen $-0,100$ mm und $+0,100$ mm wider.

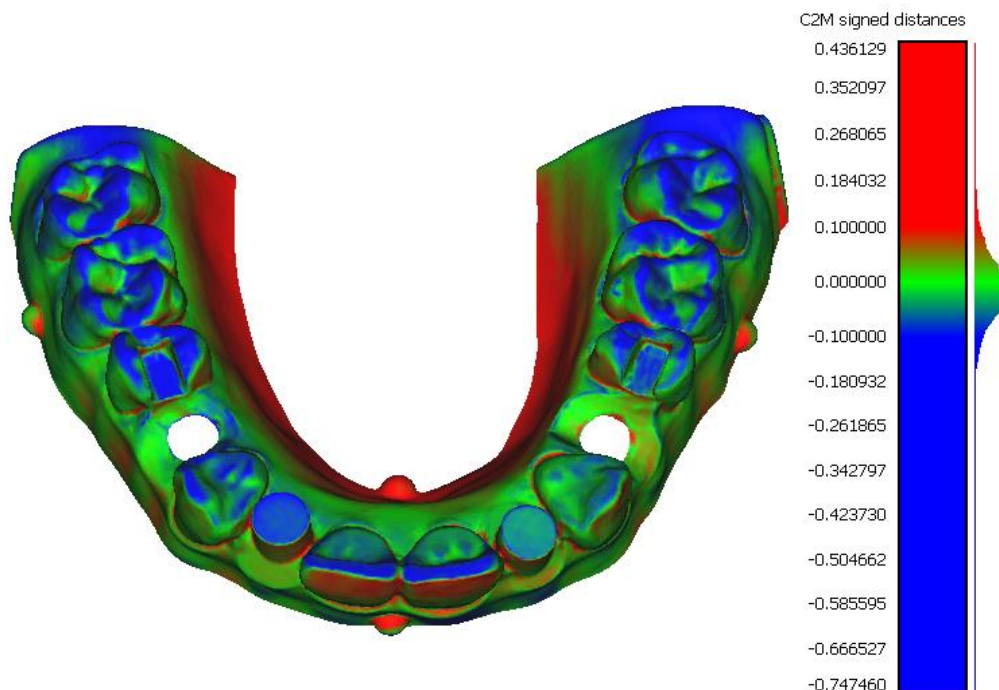


Abbildung 19: Oberflächenabweichung von Modell P8 mit Skalarfeld

In Abbildung 20 wird deutlich, dass die Streuung der Messpunkte gering ist und 50% davon, in den türkis markierten Bereichen, nahe des Nullpunktes liegen. Auch in den angrenzenden Antennen, wo sich ungefähr 50% der restlichen Punkte befinden, ist veranschaulicht, dass die Werte nahe beieinanderliegen und dadurch die Abweichungen gering sind. Außerdem sieht man, dass vor allem die Ausreißer auf der negativen Seite breit gestreut sind und dadurch Messpunkte am Vergleichsmodell kleiner gedruckt werden.

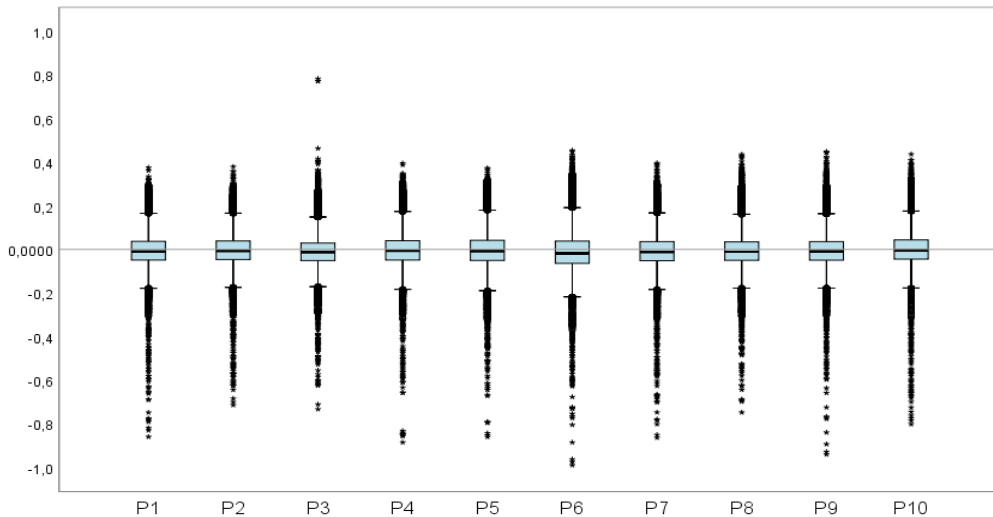


Abbildung 20: Streuung aller Messpunkte der Gruppe P Modelle

In Abbildung 21 sind die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten und dem jeweiligen 95% Konfidenzintervall („95% CI) der Modelle P1 bis P10 dargestellt, wobei die vertikalen Zahlenwerte in Millimeter angegeben sind. In dieser Gruppe findet man die meisten Werte im negativen Bereich, die wiederum für eine Verkleinerung im Vergleich zum Referenzmodell sprechen, jedoch Modell P10 hier im positiven Bereich eine Ausnahme bildet. Die größte Abweichung ist an Modell P6 und eine gleichmäßige Linie zwischen den Modellen P2, P4, P5 und P9 feststellbar.

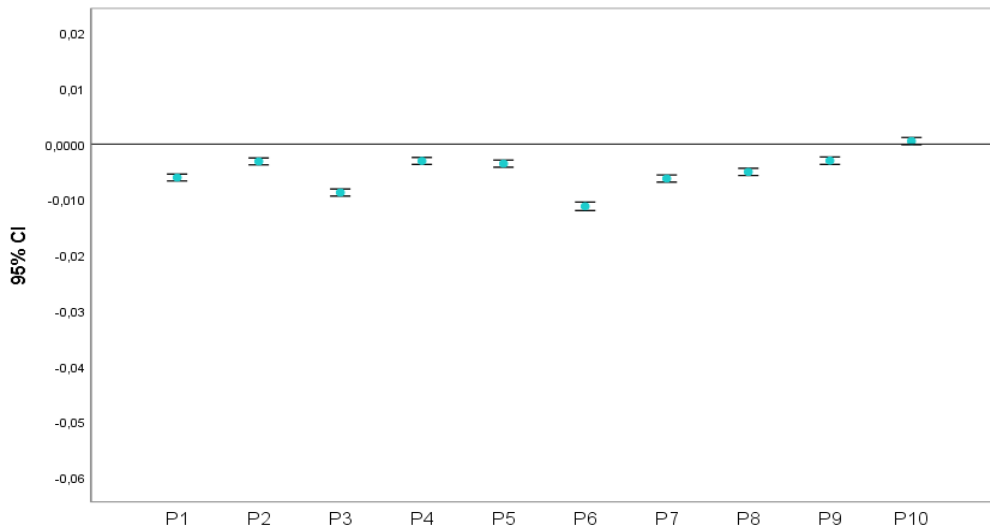


Abbildung 21: 95% CI der Gruppe P Modelle

Alle Histogramme der Gruppe P sind in Abbildung 22 aufgeführt, anhand welcher erkennbar ist, dass sich die Oberflächenabweichungen vermehrt im negativen Bereich befinden und der Peak gering im Minusbereich liegt.

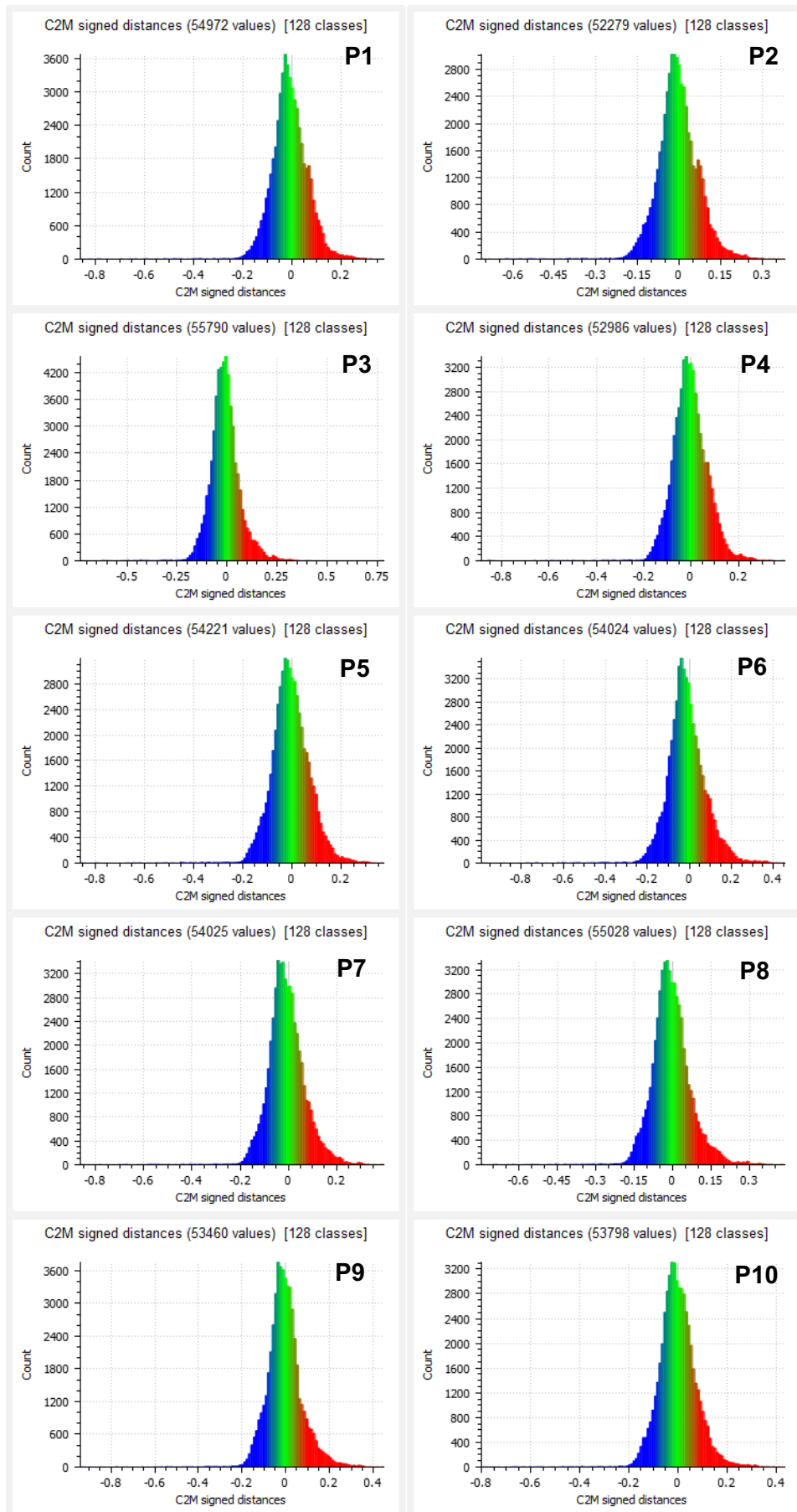


Abbildung 22: Histogramme der Gruppe P Modelle

3.4 Detailergebnisse Gruppe R

Bei den Modellen der Gruppe R befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der durchschnittliche Mittelwert bei +0,001 mm und die Standardabweichung beträgt 0,045 mm. Die unterste und oberste Abweichung der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen -0,911 mm bei Modell R2 und +0,417 mm bei Modell R4, wobei durchschnittlich 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen +0,001 mm und +0,001 mm vorzufinden sind.

In Tabelle 4 ist die gesamte Datenauswertung der Gruppe H aufgeführt. Hier ist der niedrigste Mittelwert mit 0,000 mm bei den Modellen R1 und R5, der höchste Mittelwert mit +0,020 mm bei Modell R6, die niedrigste Standardabweichung mit 0,038 mm bei Modell R8, sowie die höchste Standardabweichung mit 0,074 mm bei Modell R2 zu finden. Auffallend in der Gruppe R ist dabei Modell R3, da es die größte Streuung zwischen -0,911 mm und +0,388 mm aufweist und mit einer Standardabweichung von 0,074 mm im Vergleich zu den restlichen Modellen dieser Gruppe eine absolute Ausnahme bildet, da ansonsten die SD-Werte in einem Bereich zwischen 0,038 und 0,040 liegen.

Tabelle 4: Datenauswertung aller Modelle der Gruppe R

Modell	N	Min	Max	Mittelwert	SD	95%CI
R1	56146	-0,562	0,369	0,000	0,039	[0,000; 0,000]
R2	53006	-0,911	0,388	-0,003	0,074	[-0,004; -0,003]
R3	56182	-0,525	0,376	-0,001	0,040	[-0,002; -0,001]
R4	56375	-0,587	0,417	-0,001	0,040	[-0,002; -0,001]
R5	56615	-0,532	0,361	0,000	0,040	[0,000; 0,001]
R6	56047	-0,298	0,399	0,020	0,040	[0,020; 0,021]
R7	57067	-0,621	0,387	-0,003	0,040	[-0,003; -0,002]
R8	54898	-0,463	0,317	-0,001	0,038	[-0,001; -0,001]
R9	56375	-0,483	0,366	-0,003	0,040	[-0,004; -0,003]
R10	54890	-0,441	0,392	0,002	0,039	[0,002; 0,002]

Repräsentativ für die Gruppe R ist Modell R5, da hier die geringste Abweichung zu den Durchschnittswerten vorliegt. Bei Modell R5 befindet sich nach der Auswertung der Oberflächenabweichungen der Mittelwert bei 0,000 mm und die Standardabweichung beträgt 0,040 mm. Die untersten und obersten Abweichungen der Oberflächenpunkte, verglichen zum Referenzmodell, betragen

-0,532 mm und +0,361 mm, wobei 95% dieser Messpunkte in einem Bereich zwischen 0,000 mm und +0,001 mm vorzufinden sind. Anhand Abbildung 23 ist zu erkennen, dass überwiegend grüne Bereiche dargestellt sind, welche dabei keine oder minimale Abweichungen zwischen -0,100 mm und +0,100 mm widerspiegeln. Außerdem findet sich im Vergleich zu den anderen Gruppen nur eine geringe Anzahl an negativen, blauen Abweichungen und die positiven, roten Abweichungen, welche relativ gleichmäßig über die Zahnreliefe verteilt sind.

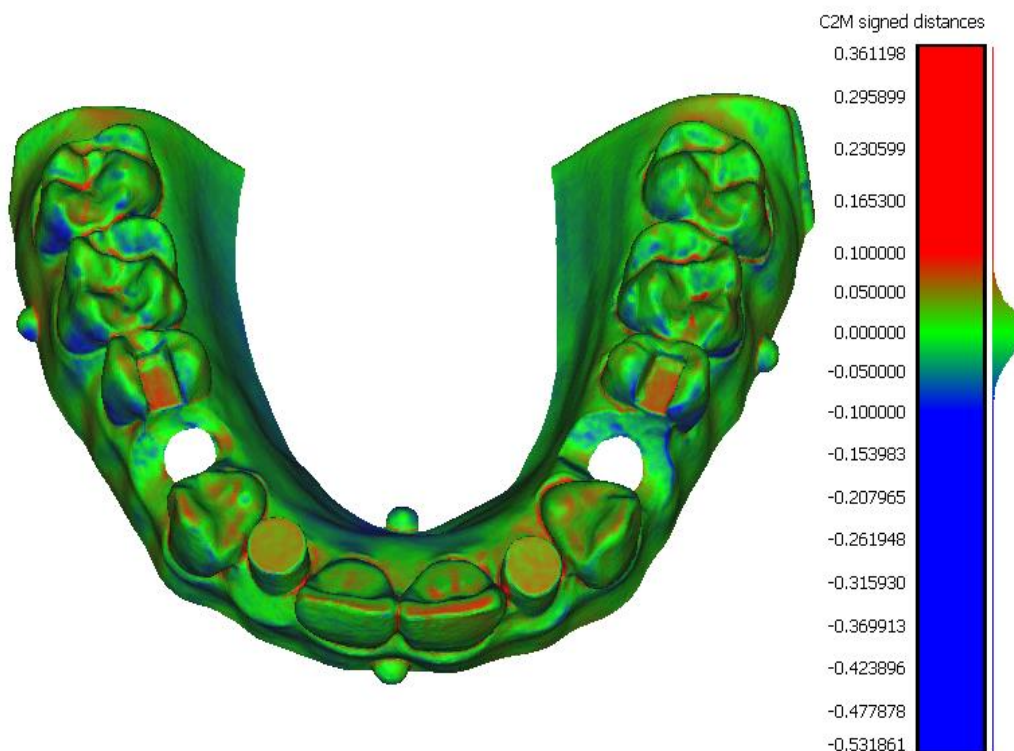


Abbildung 23: Oberflächenabweichung von Modell R5 mit Skalarfeld

In Abbildung 24 wird deutlich, dass die Streuung der Messpunkte der Gruppe R gering ist, und 50% davon in den hellrot markierten Bereichen in der Nähe des Nullpunktes liegen und folglich kaum eine Abweichung besteht. Auch in den angrenzenden Antennen, die wieder ungefähr 50% der restlichen Punkte beinhalten, ist ersichtlich, dass die Werte nahe beieinanderliegen und dadurch die Abweichungen im Vergleich zu den restlichen Gruppen am geringsten sind. Außerdem stellt sich hier eine relative Gleichmäßigkeit der Streuung der Ausreißer auf positiver und negativer Seite dar, deren Ausnahme allerdings Modell R2 bildet.

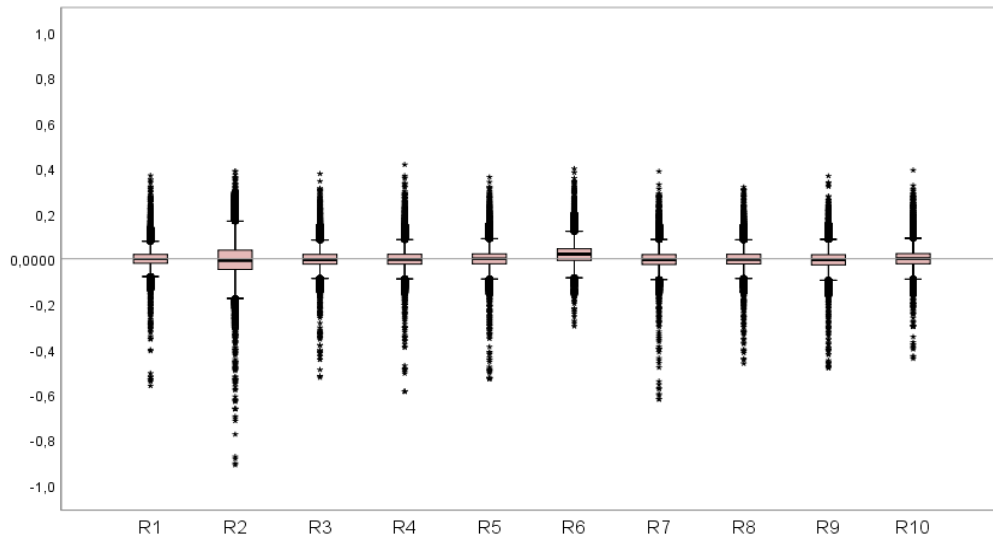


Abbildung 24: Streuung aller Messpunkte der Gruppe R Modelle

In Abbildung 25 sind die einzelnen Fehlerbalken mit den Mittelwerten und dem jeweiligen 95% Konfidenzintervall („95% CI) der Modelle R1 bis R10 mit vertikalen Zahlenwerten im Millimeterabstand dargestellt. Hier zeigt sich, dass Modell R6 eine deutliche Ausnahme bildet und die Werte der Modelle R1, R5 und R10 im positiven und die Modelle R2, R3, R4, R7, R8 und R9 im negativen Bereich, aber trotzdem sehr nahe an der Nulllinie, liegen und somit einen hochpräzisen und gleichmäßigen Druckprozess beschreiben.

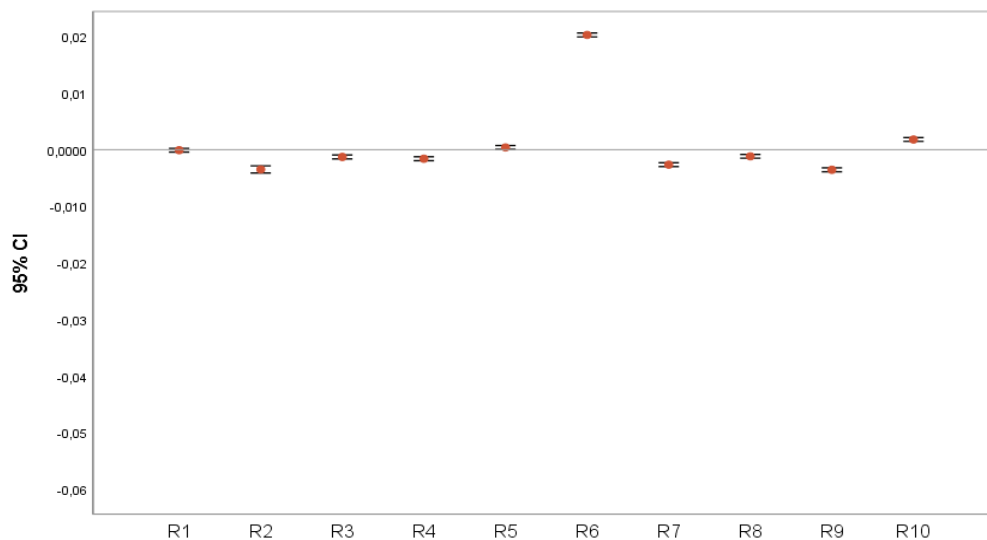


Abbildung 25: 95% CI der Gruppe R Modelle

Alle Histogramme der Gruppe R sind in Abbildung 26 aufgeführt, anhand welcher erkennbar ist, dass die Oberflächenabweichungen gering sind und der Peak im Grunde bei 0 liegt. Die Ausnahme stellt hier Modell R6 dar, da hier die Abweichungen am stärksten sind und der Peak im positiven Bereich liegt.

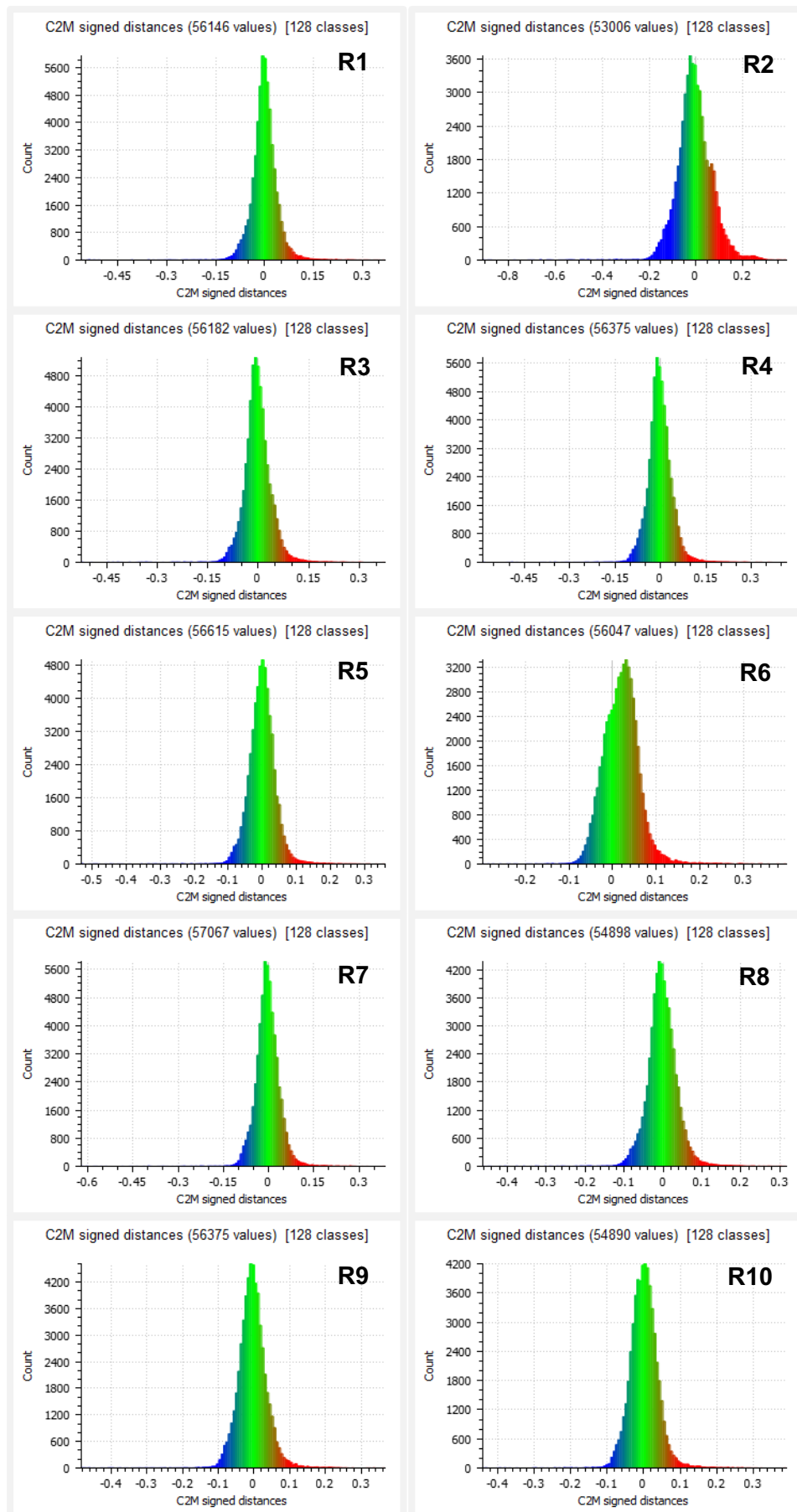


Abbildung 26: Histogramme der Gruppe R Modelle

3.5 Gruppenergebnisse im Vergleich

In Tabelle 5 werden die Durchschnittswerte der Abweichungen aller Modelle der Gruppen C, H, P und R mit den untersten („Min“) und obersten („Max“) Abweichungen im Vergleich zum Referenzmodell, sowie die Gesamtanzahl der ausgewerteten Oberflächenpunkte („N“) aufgeführt. Daraus erschließt sich, dass die Modelle der Gruppe R die geringsten und die Modelle der Gruppe C die meisten Abweichungen aufweisen. Weiters ist feststellbar, dass bei den Modellen der Gruppe H die geringste Streuung im negativen Bereich und bei den Modellen der Gruppe R die geringste Streuung im positiven Bereich vorliegt.

Tabelle 5: durchschnittliche Datenauswertung aller Modelle der Gruppen C, H, P und R

Methode	N	Min	Max	Mittelwert	SD	95%CI
C	553559	-0,903	0,874	-0,045	0,073	[-0,045; -0,045]
H	545162	-0,454	0,691	-0,010	0,086	[-0,010; -0,009]
P	540583	-0,990	0,784	-0,005	0,076	[-0,005; -0,004]
R	557601	-0,911	0,417	0,001	0,045	[0,001; 0,001]

Anhand Abbildung 27 wird deutlich, dass die Modelle der Gruppe R die geringsten Oberflächenabweichungen im Vergleich zum Referenzmodell zeigen und daher die höchste Präzision aufweisen. Weiters befinden sich die niedrigsten Maximalwerte im negativen Bereich bei den Modellen der Gruppe H, welche auch den geringsten Streuungsrahmen aufweisen und daher ist festzustellen, dass hier ein konstanter Druckprozess vorliegt. In den blauen, grünen, türkisen und roten Bereichen finden sich 50% der Messpunkte und in den daran angrenzenden Antennen ungefähr weitere 50% der Oberflächenpunkte wider, wobei die Ausreißer aufgrund der sehr hohen Fallzahl („N“) als breite schwarze Linie oder vereinzelte Sterne dargestellt sind. Dabei zeigt sich bei Gruppe C, dass der 50% Bereich mit dem Median am weitesten von der Nulllinie entfernt ist und somit die gedruckten Modelle C1 bis C10 im Vergleich zum Referenzmodell kleiner gefertigt wurden.

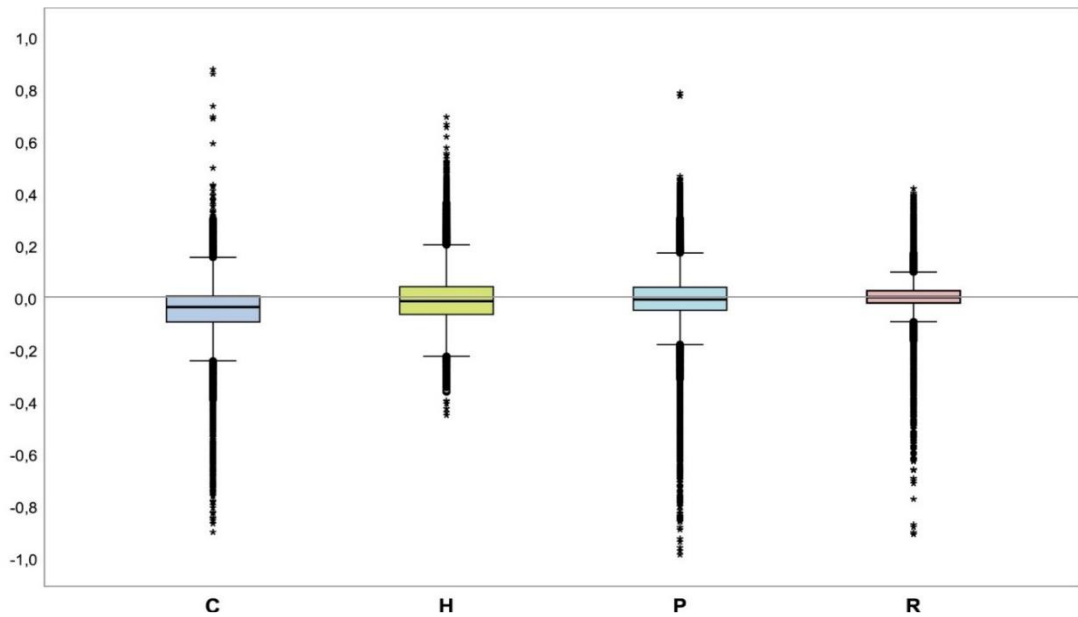


Abbildung 27: durchschnittliche Streuung aller Modelle der Gruppen C, H, P und R

In der folgenden, in Millimeter eingeteilten, Abbildung 28 sind die durchschnittlichen Mittelwerte und das durchschnittliche 95% Konfidenzintervall („95% CI“) der Gruppe C, H, P und R veranschaulicht. Aufgrund dieser kann man erkennen, dass die Modelle der Gruppe C die größten Abweichungen zeigen und, bis auf Gruppe R, alle anderen Gruppen vermehrt negative Oberflächenabweichungen aufweisen.

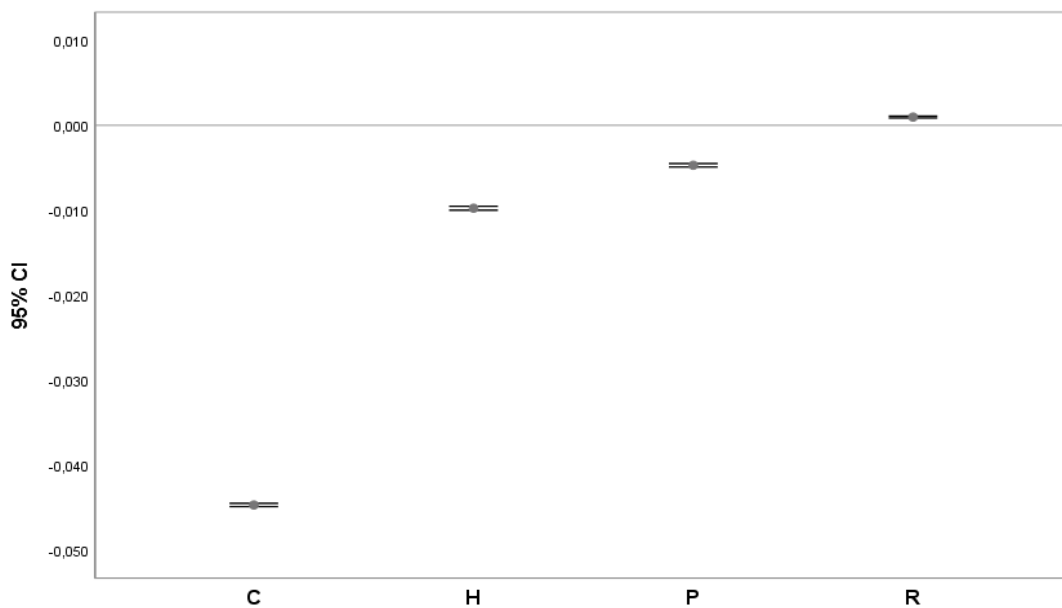


Abbildung 28: durchschnittliches 95% CI aller Modelle der Gruppen C, H, P und R

In der nachfolgenden Abbildung 29 sind die Messungen aller Gruppen anhand eines Histogramms in vergleichbare Klassen mit 0,01 mm Breite eingeteilt. Hierbei zeigt sich, dass die Gruppe R die geringste Streuung aufweist und die Ergebnisse für die Gruppen C, H und P ähnlich sind. Es zeigt sich eine auffällige Eindellung der Gruppe C, auf die im weiteren Verlauf unter dem Kapitel „Diskussion“ näher eingegangen wird.

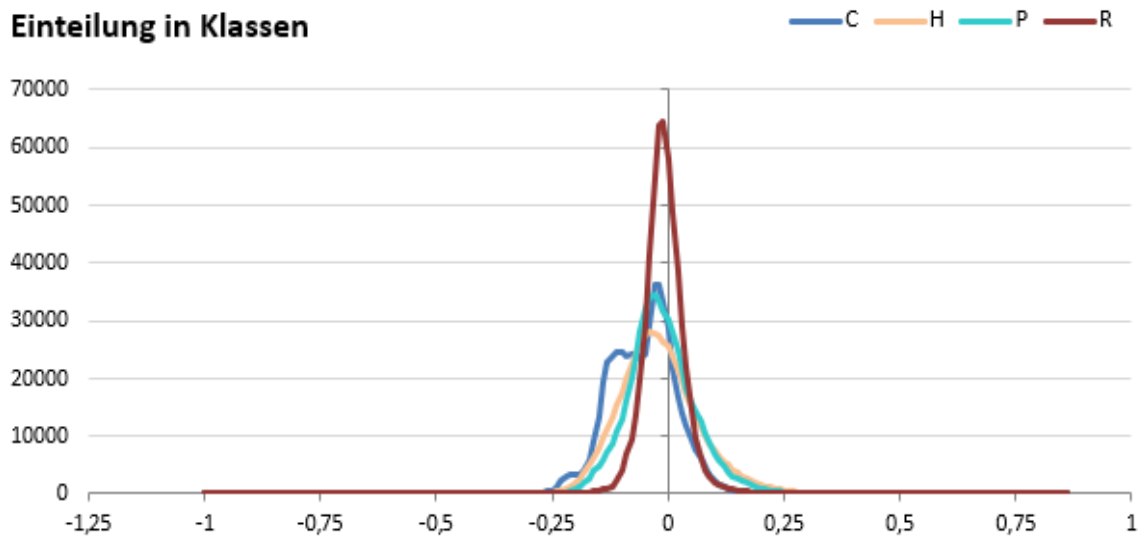


Abbildung 29: durchschnittliche Normalverteilungskurven aller Modelle der Gruppen C, H, P und R

In den Abbildungen 30, 31, 32 und 33 sind die Durchschnittswerte der Gruppen C, H, P und R in einem Histogramm dargestellt, wobei auf der vertikalen Achse die Anzahl der Bereichsklassen und auf der horizontalen Achse die Wertangabe in Millimeter dargestellt ist.

In Abbildung 30 ist das Histogramm der Gruppe C in 40000 Klassen dargestellt. Hier ist deutlich der doppelte Peak zu erkennen wobei diese auffällige Abweichung auf einen fehlerhaften Druckprozess hindeutet. Würde stattdessen eine Normalverteilung wie im positiven Bereich vorliegen, wären die Ergebnisse deutlich besser.

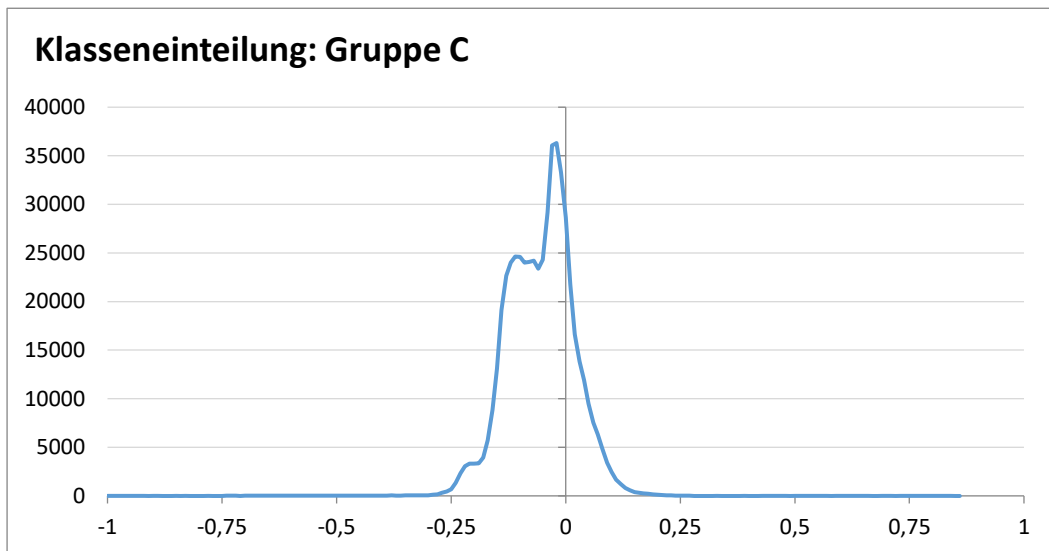


Abbildung 30: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe C

Die durchschnittliche Verteilungskurve der Gruppe H ist in Abbildung 31 dargestellt und dabei in 30000 Klassen unterteilt. Anhand dieser ist zu erkennen, dass die negativen Abweichungen überwiegen, der Peak sich im negativen Bereich befindet und daher vermehrt geschrumpfte Bereiche im Vergleich zum Referenzmodell vorliegen.

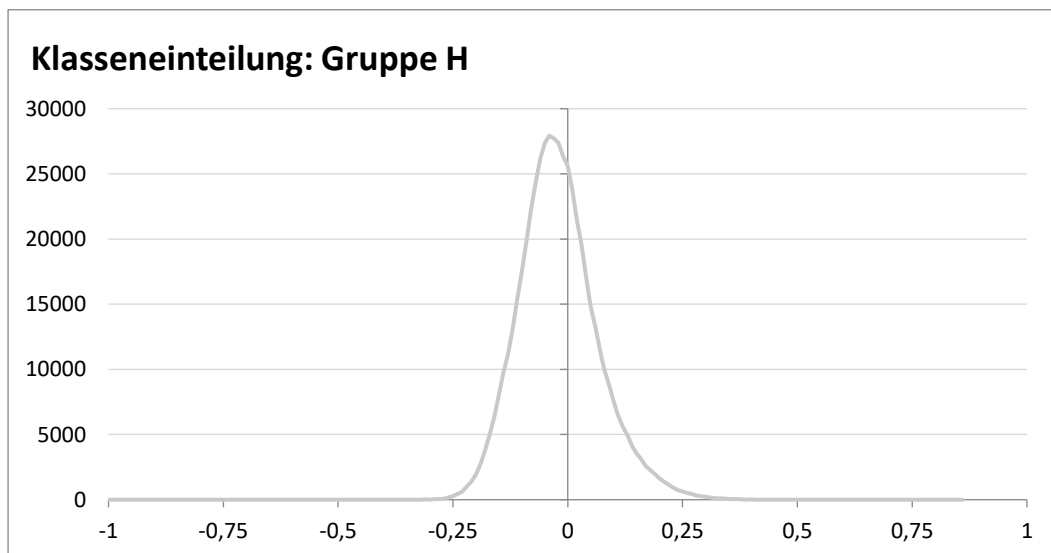


Abbildung 31: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe H

Abbildung 32 zeigt die durchschnittliche Normalverteilungskurve der Gruppe P, dargestellt in 40000 Klassen. Die Kurve verdeutlicht, dass die Abweichungen gering sind und die Mehrzahl der verglichenen Oberflächenpunkte nahe an Null liegen, wobei der Peak minimal auf der negativen Seite zu finden ist und dies für einen präzisen und konstanten Druckvorgang spricht.

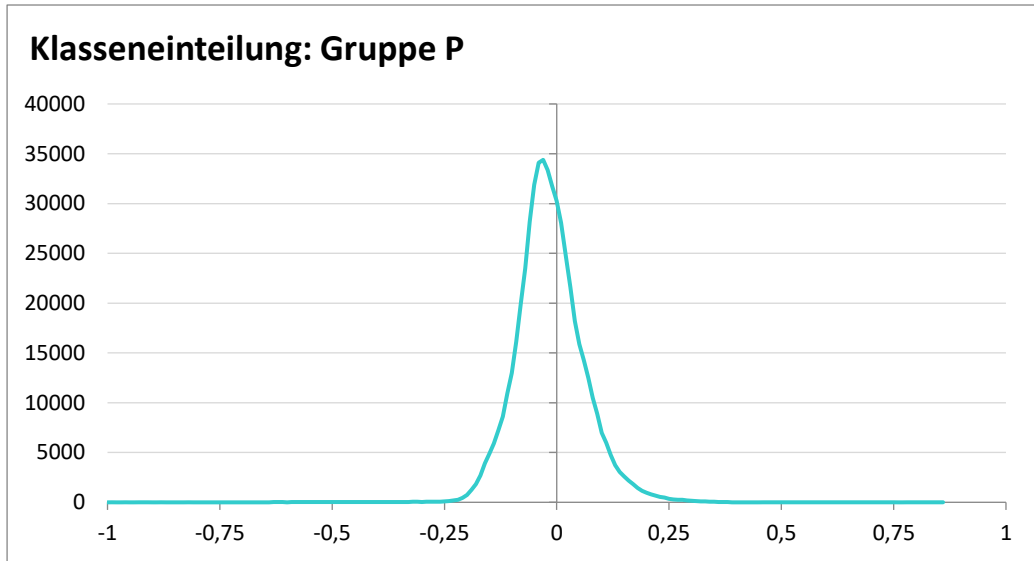


Abbildung 32: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe P

In Abbildung 33 sind die analysierten Oberflächenpunkte der Modelle der Gruppe R zusammengefasst und als Normalverteilungskurve in 70000 Klassen dargestellt. Deutlich erkennbar ist, dass der Peak kaum von Null abweicht und die gesamten Messpunkte im Vergleich zu den anderen Gruppen C, H und P die geringsten Abweichungen aufweisen. Daher liegt in dieser Gruppe die höchste Oberflächenpräzision vor und auch der Druckprozess spiegelt eine hohe Konstanz wider.

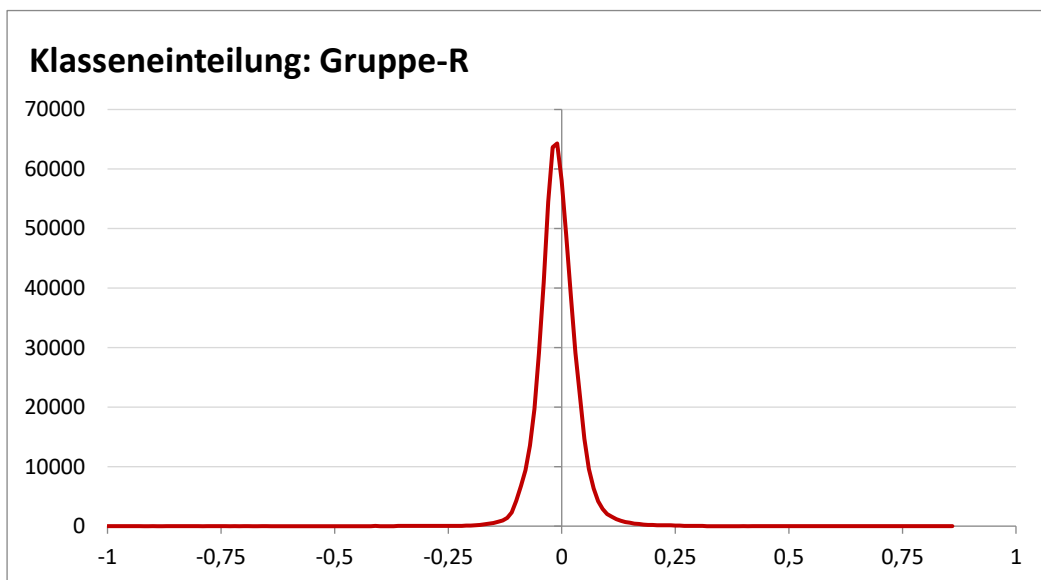


Abbildung 33: Durchschnittshistogramm aller Modelle der Gruppe R

4 Diskussion

Der Zweck dieser Studie war die Analyse von 3D-gedruckten Modellen unter Verwendung unterschiedlicher Fertigungstechnologien im Hinblick auf die Oberflächenpräzision im Vergleich zu einem vorgegebenen Referenzmodell. Es stand die Frage im Raum, ob es sich nach heutigem Stand der Technik für eine Praxis bereits lohnt, einen günstigen 3D-Drucker in die Ordinationsausstattung aufzunehmen oder, ob es noch sinnvoller ist auf Zahntechniklabore oder Zentren, die auf 3D-Druck spezialisiert sind, zurückzugreifen.

Anhand der Ergebnisse ist zu erkennen, dass die von einem Zahntechniklabor mit dem hochwertigen 3D-Drucker Objet Eden500V® der Firma Stratasys Ltd. gefertigten Modelle der Gruppe R, welcher in einer hohen Preis- und Qualitätsstufe wiederzufinden ist, die geringsten Oberflächenabweichungen aufweisen. Dabei spricht der durchschnittliche Mittelwert von +0,001 mm und die durchschnittliche Standardabweichung von 0,045 mm eindeutig für einen hochpräzisen Fertigungsprozess. Feststellbar ist daher, dass mit der PolyJet-Technologie die zurzeit geringsten Schichtstärken von 0,010 mm gefertigt werden können und diese daher ideal für den Einsatz in der Zahnmedizin ist.

Die Modelle der Gruppe P, welche mit dem günstigsten der getesteten 3D-Drucker, dem Anycubic Photon® der Firma Anycubic Technology Co. Ltd, gefertigt wurden, zeigen die zweitbesten Durchschnittswerte bei einem Mittelwert von -0,005 mm und einer Standardabweichung von 0,076 mm. Deshalb sprechen diese Werte eindeutig für einen präzisen 3D-Druck und auch im Vergleich der Modelle in der Gruppe P zueinander ist festzustellen, dass ein konstanter Druckprozess vorliegt.

Die Modelle der Gruppe H, welche mit dem industriellen HAGE3D 3D-Drucker 84L® der Firma HAGE3D GmbH gefertigt wurden, weisen mit einem durchschnittlichen Mittelwert von -0,010 mm und einer durchschnittlichen Standardabweichung von 0,086 mm die drittbesten Ergebnisse auf. Einerseits ist anhand der Histogramme von H1 bis H10, andererseits bei optischer Betrachtung der Modelle zu erkennen, dass die Fertigung der 3D-Modelle zwar gleichmäßig und konstant ist, aber die einzelnen Schichten am Modell deutlich zu erkennen sind (Abbildung 4). Dieser Umstand ist auf die FDM-Technologie zurückzuführen,

bei der die umsetzbaren Schichtstärken weit höher ausfallen als bei der DLP- oder PolyJet-Technologie. Die einzelnen Schichten sind bei den Modellen der Gruppe C und P, welche mittels DLP-Verfahren gefertigt wurden, leicht und bei den mittels PolyJet-Verfahren hergestellten Modellen R1 bis R10 kaum erkennbar. Daher sind für die Zahnmedizin Modelle, die mittels des in der Studie verwendeten FDM-Druckers hergestellt wurden, nur eingeschränkt verwendbar. Sie können für Schau-, Studien- oder Schienenmodelle, aber nicht als Meistermodell für die Herstellung von restaurativ prothetischen Werkstücken verwendet werden.

Die größten Abweichungen zeigen die Modelle C1 bis C10, welche mit dem professionellen 3D-Drucker Asiga Freeform Pro2™ der Firma Asiga Australia gefertigt wurden. Die Durchschnittswerte dieser Modelle liegen bei einem Mittelwert von -0,045 mm und einer Standardabweichung von 0,073 mm. Auffällig bei Gruppe C sind die doppelten Peaks der Histogramme, welche vor allem im negativen Bereich vorliegen und die Modelle im Vergleich zum Referenzmodell zu klein gefertigt sind. Ein möglicher Grund für diese doppelten Peaks könnte die Tatsache sein, dass immer zwei Modelle der Gruppe C gleichzeitig gedruckt wurden, wobei bei den Modellen C1 bis C10 und P1 bis P10 die empfohlene Standardeinstellung angewandt wurde, und somit die Einstellungswerte nicht individuell angepasst oder optimiert wurden. Dadurch kann es sein, dass eine gewisse Schicht von den Modellen im Bauraum nicht gleichmäßig mit UV-Licht ausgehärtet wird und es dadurch an diesen Stellen zu einer abweichenden Konstruktion kommen kann. Grundsätzlich kann diese Fehlerquelle bei allen auf flüssigen Photopolymeren basierenden additiven Fertigungsverfahren, wie z.B. der DLP- oder SLA-Technologie, auftreten (Horsch, 2012). Eine weitere Ursache könnte in der druckereigenen Software liegen, da vor jedem Druckprozess ein Modell in einer automatisch bestimmten 3D-Position vorliegt und innerhalb eines definierten Rasters ausgerichtet wird. Dadurch ist es möglich, dass das UV-Licht nicht jeden Bereich einer Schicht gleichmäßig aushärtet und diese Positionierung müsste manuell geändert und weitere Probedrucke analysiert werden. Um den Ursprung dieser auffallenden Abweichungen zu ermitteln, müssten weitere Modelle der Gruppe C einzeln in verschiedenen Raumpositionen und veränderten Parametern gefertigt und anschließend eine Analyse der Oberflächenabweichungen erstellt werden. Die Fehlerquelle für die Verzerrung in Form des doppelten Peaks bei Gruppe C könnte auch in der Datenübertragung

mittels dem STL-Format liegen und es müsste weiter untersucht werden, ob die Modelle C1 bis C10 bei der Datenübertragung durch ein anderes Dateiformat ähnliche Abweichungen aufweisen würden.

In einer vergleichbaren Studie von Kim et al. aus dem Jahr 2018 wurden jeweils fünf Modelle eines voll bezahnten Ober- und Unterkiefers mit einem SLA-, DLP-, FDM- und PolyJet-Drucker gefertigt. Dabei wurden ebenso digital Referenzpunkte an den Zähnen konstruiert, um die Modelle besser vermessen zu können und anschließend durch einen optischen Scan digitalisiert. Die Durchschnittswerte der Modelle lagen bei der SLA-Technologie bei einem Mittelwert von +0,176 mm und einer Standardabweichung von $\pm 0,073$ mm, bei der DLP-Technologie bei einem Mittelwert von +0,074 mm und einer Standardabweichung von $\pm 0,034$ mm, bei der FDM-Technologie bei einem Mittelwert von +0,089 mm und einer Standardabweichung von $\pm 0,034$ mm und bei der PolyJet-Technologie bei einem Mittelwert von +0,069 mm und einer Standardabweichung von $\pm 0,018$ mm. Somit ist feststellbar, dass auch bei dieser Studie das PolyJet-Verfahren die höchste Präzision aufweist (Kim et al., 2018), was sich mit den Ergebnissen unserer durchgeführten Studie deckt.

Eine weitere Studie von Camardella et al. inkludiert 60 3D-gedruckte Modelle eines voll bezahnten Ober- und Unterkiefers, im Zuge welcher 30 Modelle mit einem SLA- und weitere 30 Modelle mit einem PolyJet-Drucker gefertigt wurden und anschließend die durch den SLA-Drucker hergestellten Modelle anhand eines CT's und die durch den PolyJet-Drucker hergestellten Modelle mit Hilfe eines Laserscanners digitalisiert und ausgewertet wurden. Darin wurde eine durchschnittliche Oberflächenabweichung mit einem Mittelwert von +0,038 mm und eine Standardabweichung von 0,036 mm bei der SLA-Technologie und ein Mittelwert von +0,004 mm und eine Standardabweichung von 0,003 mm bei der PolyJet-Technologie berechnet. Dies verdeutlicht, dass PolyJet-Drucker eine hohe Oberflächenpräzision bei 3D-Zahnmodellen aufweisen (Camardella et al., 2017).

Bei einer weiteren Studie von Salmi et al. wurden mit einem SLS-, 3DP- und einem PolyJet-Drucker jeweils fünf Schädel gefertigt und anschließend mittels eines Koordinatenmessgerätes („coordinate-measuring machine - CMM“) analysiert. Der durchschnittliche Mittelwert bei dem SLS-Druck fand sich bei +0,310 mm und die Standardabweichung bei 0,190 mm wieder. Bei dem 3DP-Drucker lag der Mittelwert bei +0,890 mm und die Standardabweichung bei 0,810

mm und bei der PolyJet-Technologie lag der Mittelwert bei +0,240 mm und die Standardabweichung bei +0,080 mm. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen ebenso, dass die PolyJet-Technologie im Vergleich zu den anderen Drucktechnologien die höchste Genauigkeit aufweist (Salmi et al., 2013).

Durch die stetige Weiterentwicklung der additiven Fertigungstechnologien, z.B. durch erhöhte Produktionsgeschwindigkeit oder gesteigerte Druckpräzision, werden in Zukunft in der Zahnmedizin weiterhin Veränderungen in der Herstellung von zahntechnischen Versorgungen Einzug halten. Außerdem wird im Bereich der verfügbaren und verwendeten Materialien intensiv geforscht, damit bessere und effizientere Materialien verwendet werden können (Van Noort, 2012). Auch wird der 3D-Druck im Bereich der Implantologie herangezogen. Eine Studie aus dem Jahr 2018 von Revilla-Leon et al. verglich die Genauigkeit von Implantat Analoga auf 3D-gedruckten Modellen und Gipsmodellen. Dabei zeigten die Ergebnisse der Studie, dass durch das PolyJet- oder DLP-Verfahren hergestellte Modelle mit den herkömmlichen Gipsmodellen sehr ähnliche Abweichungen aufweisen und somit klinisch verwendet werden können (Revilla-Leon et al., 2018). Auch können 3D-gedruckte Modelle für die Insertion von Implantat Analoga herangezogen werden, was eine aktuelle Studie von Rahmat et al. gezeigt hat (Rahmat et al., 2020)

Anhand der Ergebnisse der durchgeführten Studie ist zu erkennen, dass die dabei verwendeten 3D-Drucker allesamt präzise Modelle fertigen und konstante Druckprozesse erreicht werden können, wobei mit höherer Anzahl der Vergleichsmodelle die Aussagekraft der Untersuchung erhöht werden kann. Weitere Untersuchungen sind geplant, bei denen die eingesetzten 3D-Drucker mit anderen Materialien drucken sowie alle Modelle mit gleichen Schichtstärken gefertigt werden. Um den Weg in Richtung digitale Zahnmedizin weiter zu ebnen, müssten weitere Vergleiche und Studien durchgeführt werden. Einige Arbeiten, unter anderem von Akyalcin et al. im Jahr 2013; von Hazeveld et al. im Jahr 2014 und von Quimby et al. im Jahr 2004 kamen zu dem Ergebnis, dass 3D-gedruckte Modelle im Vergleich zu herkömmlichen Gipsmodellen eine hohe Genauigkeit und geringe Abweichungen aufweisen (Akyalcin et al., 2013; Hazeveld et al., 2014; Quimby et al., 2004).

5 Conclusio

Aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Studie ist zu erkennen, dass die in, auf 3D-Druck spezialisierten, Zahntechniklaboren oder Zentren verwendeten hochwertigen 3D-Drucker, welche in einer hohen Preis- und Qualitätsstufe liegen und häufig auf der DLP- oder PolyJet-Technologie basieren, die höchste Präzision von Oberflächen aufweisen. Nach heutigem Stand muss die FDM-Technologie noch weiter verbessert werden, um Modelle mit vergleichbaren Schichthöhen und Oberflächeneigenschaften herstellen zu können, damit diese Technologie vermehrt Verwendung in der Zahnmedizin finden kann. Hervorzuheben sind die Ergebnisse der gefertigten Modelle des günstigen Hobby-3D-Druckers, welche nicht nur im Bereich der Oberflächenpräzision sehr gut abschneiden, sondern auch einen gleichmäßig konstanten Druckprozess wiedergeben. Somit ist festzuhalten, dass es sich in Bezug auf die Ergebnisse bereits lohnt, einen günstigen Hobby-DLP-Drucker in das Ordinationsinventar aufzunehmen und folglich einen weiteren Schritt in Richtung vollständige digitale Zahnmedizin zu gehen. Hierbei sind noch Vor- und Nachteile des 3D-Drucks zu erwähnen. Zu den wesentlichen Vorteilen des 3D-Drucks zählen eine umfangreiche Individualisierung und Personalisierung der Modelle, sofortige Verfügbarkeit, da die Daten digital archiviert werden und somit die Möglichkeit besteht, Datensätze sofort an auswärtige Labore zu senden, was zu einer schnellen Produktionskette führt. Auch ermöglichen digitale Modelle eine präoperative Behandlungsplanung mittels verschiedener zahnmedizinischer Software, was wiederum zu einer vorhersehbaren Operation, verkürzten Eingriffsdauer und Behandlungssicherheit führen kann (Lee Ventola, 2014; Lee et al., 2015; Martelli et al., 2016; Sousa et al., 2012). Zu den Nachteilen des 3D-Drucks zählen vor allem die Anschaffungskosten und die laufenden Kosten, spezifische prozessbedingte Oberflächeneigenschaften, wie der mögliche Stufeneffekt, je nach Höhe der gewählten Schichtstärke, die Voraussetzung eines gewissen Grundwissens für diese Technologie und eventuell auftretende technische Probleme, die mit Supportschwierigkeiten verbunden sein können (Horsch, 2014; Martelli et al., 2016; Sousa et al., 2012; Zäh, 2013).

Der im Zuge der gegenständlichen Studie vorgenommene Scanvorgang von 16 Sekunden wurde durch den Laborscanner D2000® (3Shape A/S) mit einer 4 x 5 Megapixel Kamera bei einer möglichen Präzision von 0,005 mm durchgeführt, was der vorgeschlagenen Standardeinstellung des Gerätes entspricht. Dazu wäre eine Vergleichsstudie, bei der die Digitalisierung von 3D-gedruckten Zahnmodellen anhand einer Micro-Computertomographie (MicroCT) durchgeführt wird und eine Analyse, ob es dadurch im Vergleich zum Laborscan zu einer genaueren Vermessung und anderen Oberflächenabweichungen kommt, aufschlussreich. Zudem sind auch die verwendeten Materialien von allen vier 3D-Druckern unterschiedlich in ihren Eigenschaften, wobei immer das empfohlene Material des jeweiligen 3D-Druckers für die Herstellung von dentalen 3D-Modellen verwendet wurde. Aufgrund dieser Tatsache wäre es auch möglich, dass es hierdurch zu unterschiedlichen Oberflächenabweichungen, vor allem wegen den verschiedenen Viskositäten oder Schrumpfungsneigungen der Materialien, kommen kann. Auch wurde das Programm CloudCompare®, eine open source Software, verwendet, weshalb Vergleichsuntersuchungen mit anderen Programmen aufschlussreich wären, um festzustellen, ob eine Vermessung ähnliche Oberflächenabweichungen zeigen würde.

Schlussfolgernd ist zu sagen, dass diese Untersuchung als Grundlage für weitere Studien dienen soll, vor allem für die weitere Langzeitevaluation der verglichenen 3D-Drucker, wie z.B. bei der Fertigungen von restaurativ prothetischen Werkstücken an gedruckten Modellen, zur Optimierung der Druckeigenschaften oder zur Fehlersuche bei eventuellen Problemen.

Literaturverzeichnis

Ahmad I, Al-Harbi F, 3D-Printing in Dentistry 2019/2020, 2019.

Akyalcin, S., Cozad, B. E., English, J. D., Colville, C. D., & Laman, S. (2013). Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(6), 916–922.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511

Camardella, L. T., de Vasconcellos Vilella, O., & Breuning, H. (2017). Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(6), 1178–1187

Chia, H. N., & Wu, B. M. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of Biological Engineering*. 2015;9:4

Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2006;12:106-113.

Fahad M, Dickens P, Gilbert M. Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyping Journal*. 2013;19:230-239.

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

Flügge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71:1340-1346.

FREE SOFTWARE FOUNDATION, I., 2020-last update, CloudComparev2 Introduction. Available: <http://www.cloudcompare.org/doc/wiki/index.php?title=Introduction>.

Gebhardt A., Rapid Prototyping: Werkzeuge für die schnelle Produktentwicklung, 1996.

Gebhardt A., Rapid Prototyping: Werkzeuge für die schnelle Produktentstehung, 2. Auflage, 2000.

Gebhardt A., Additive Fertigungsverfahren: Additive Manufacturing und 3D-Drucken für Prototyping – Tooling – Produktion, 5. Auflage, 2016.

Gebhardt A., Generative Fertigungsverfahren: Additive Manufacturing und 3D-Drucken für Prototyping – Tooling – Produktion, 4. Auflage, 2013.

Gebhardt A., Kessler J., Thurn L., 3D-Drucken – Grundlagen und Anwendungen des Additive Manufacturing (AM), 2. Auflage, 2016.

Hazeveld, A., Huddleston Slater, J. J. R., & Ren, Y. (2014). Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(1), 108–115.

Hergé G.P.R.: Tim und Struppi – Tim und der Haifischsee. 11. Auflage. Carlsen, Hamburg 2017, ISBN 978-3-551-73243-9

Homsy, F. R., Özcan, M., Khoury, M., & Majzoub, Z. A. K. (2018). Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119:783-790

Horsch F, 3D-Druck für alle – Der do-it-yourself-guide, 2. Auflage, 2014.

Hwang, K. S., Choi, J. W., Kim, J. H., Chung, H. Y., Jin, S., Shim, J. H., Yun, W. S., Jeong, C. M., & Huh, J. B. (2017). Comparative efficacies of collagen-based 3D printed PCL/PLGA/ β -TCP composite block bone grafts and biphasic calcium phosphate bone substitute for bone regeneration. *Materials*. 2017;10:E421

Jeong, I. Do, Kim, W. C., Park, J., Kim, C. M., & Kim, J. H. (2017). Ceramic molar crown reproducibility by digital workflow manufacturing: An in vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2017;9:252-256

Jiménez M, Romero L, Domínguez M, Espinosa MM. Rapid prototyping model for the manufacturing by thermoforming of occlusal splints. *Rapid Prototyping Journal*. 2015;21:56-69.

Jones, R., Haufe, P., Sells, E., Iravani, P., Olliver, V., Palmer, C., & Bowyer, A. (2011). RepRap – the replicating rapid prototyper. *Robotica*, 29(1), 177–191.

Kasparova, M., Grafova, L., Dvorak, P., Dostalova, T., Prochazka, A., Eliasova, H., Prusa, J., & Kakawand, S. (2013). Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *BioMedical Engineering OnLine*, 12(1), 49.

Kim, S.-Y., Shin, Y.-S., Jung, H.-D., Hwang, C.-J., Baik, H.-S., & Cha, J.-Y. (2018). Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(1), 144–153

Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod* 2014;48:337-47.

Lee, K. Y., Cho, J. W., Chang, N. Y., Chae, J. M., Kang, K. H., Kim, S. C., & Cho, J. H. (2015). Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean Journal of Orthodontics*. 2015;45:217-225

Lee Ventola, C., 2014. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. *Pharmacy and Therapeutics*, 39(10), pp. 704-711.

Lutz A-M, Hampe R, Lümke N, Stawarczyk B. Additive Fertigung von Harzschielen. Quintessenz Zahntechnik. 2017;43:1324-1336.

Martelli, N., Serrano, C., van den Brink, H., Pineau, J., Prognon, P., Borget, I., & El Batti, S. (2016). Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review. *Surgery*, 159(6), 1485–1500.

Mehra, P., Miner, J., D’Innocenzo, R., & Nadershah, M. (2011). Use of 3-D Stereolithographic Models in Oral and Maxillofacial Surgery. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*. 2011;10:6-13

Melchels, F. P. W., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials* 2010;31:6121-6130

Meshmixer: 25.04.2020. <http://www.meshmixer.com/>

Michaud, T. (2017). *Innovation, Between Science and Science Fiction*. In *Innovation, Between Science and Science Fiction*. John Wiley & Sons, Inc.

Murugesan, K., Anandapandian, P. A., Sharma, S. K., & Vasantha Kumar, M. (2012). Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2012;12:16-20

Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: does it influence the accuracy of 3Dprinted dental restorations using digital light-processing technology? *The International Journal of Prosthodontics*. 2017;2:182-188.

Pearce, J. M. (2014). *RepRap for Science—How to Use, Design, and Troubleshoot the Self-Replicating 3-D Printer*. In *Open-Source Lab Elsevier*. 2014; 95–162

Pearce, J. M., Morris Blair, C., Laciak, K. J., Andrews, R., Nosrat, A., & Zelenika-Zovko, I. (2010). 3-D Printing of Open Source Appropriate Technologies for Self-Directed Sustainable Development. *Journal of Sustainable Development*, 3(4).

Ponader, S., Von Wilmowsky, C., Widenmayer, M., Lutz, R., Heintl, P., Körner, C., Singer, R. F., Nkenke, E., Neukam, F. W., & Schlegel, K. A. (2010). In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*. 2010;92:56-62

Qingbin L, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29:317-335.

Quimby, M. L., Vig, K. W. L., Rashid, R. G., & Firestone, A. R. (2004). The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *The Angle Orthodontist*, 74(3), 298–303.

Rahmat M., Tan, M. Y., Wong, K. M., Lee, B. C. H., Chia, V. A. P., & Tan, K. B. C. (2020). Accuracy of Implant Analogs in 3D Printed Resin Models. *Journal of Prosthodontics*

Regish, K. M., Sharma, D., & Prithviraj, D. R. (2011). Techniques of fabrication of provisional restoration: An overview. In *International Journal of Dentistry*. 2011;2011:134659

Rengier F, Mehndiratta A, von Tengg-Kobligk H, Zechmann CM, Unterhinninghofen R, Kauczor H-U, et al. 3D printing based on imaging data: Review of medical applications. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2010;5:335-341.

Revilla-León, M., Gonzalez-Martín, Ó., Pérez López, J., Sánchez-Rubio, J. L., & Özcan, M. (2018). Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine. *Journal of Prosthodontics*, 27(6), 560–567

Romero, L., Guerrero de Mier, A., Espinosa, M. del M., Jiménez, M., Domínguez, I. A., & Domínguez, M. (2014). Additive manufacturing with RepRap methodology: current situation and future prospects. *Solid Freeform Fabrication Proceedings*. 2014; 120-131

Sells, E., Bailard, S., Smith, Z., Bowyer, A., & Olliver, V. (2009). RepRap: The Replicating Rapid Prototyper: Maximizing Customizability by Breeding the Means of Production. In *Handbook of Research in Mass Customization and Personalization*. World Scientific Publishing Company. 2009: 568–580

Shaheen E, Sun Y, Jacobs R, Politis C. Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017;46:67-71.

Sokolowski Armin, Sokolowski Alwin, Kammerhofer J, Madreiter-Sokolowski C, Payer M, Koller M, Jakse N, Wegscheider W. Accuracy assessment of 3D-printed tooth replicas. 2019;22(4):321-329.

Sousa, M. V. S., Vasconcelos, E. C., Janson, G., Garib, D., & Pinzan, A. (2012). Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(2), 269–273.

Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 2016;32:54-64.

Stratasys Polyjet-Technologie: <https://www.stratasys.com/de/explore/what-is-3d-printing> am 19.12.2019.

Suarez, M., Paisal, I., Rodriguez-Alonso, V., & Lopez-Suarez, C. (2018). Combined Stereophotogrammetry and Laser-Sintered, Computer-Aided Milling Framework for an Implant-Supported Mandibular Prosthesis: A Case History Report. *The International Journal of Prosthodontics*. 2018;31:60-62

Sykes LM., Parrot AM., Owen CP., Snaddon Dr. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. International Journal of Prosthetics 2004;17:454-459

Tara MA, Eschenbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. Journal of Prosthetic Dentistry. 2011;107:62.

Torabi, K., Farjood, E. and Hamedani, S., 2015. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. Journal of Dentistry, 16(1), pp. 1-9.

United States Patent, 1984. <https://patents.google.com/patent/US4575330A/en> . Stereolithographie

United States Patent, 1986. <https://patents.google.com/patent/US5597589A/en> .Selektives Sintern

United States Patent, 1989. <https://patents.google.com/patent/US5121329A/en> . Fused Deposition Modelling

Wohlers, T. (2004). Past, present and future of rapid prototyping. International Journal of Product Development, 1(2), 147

Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials. 2012;28:3-12.

Wang, N., Li, J., Wang, X., Liu, G., & Liu, B. (2015). 3D printing personalized implant manufactured via fused deposition modeling: an accuracy research. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi = Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi = West China Journal of Stomatology. 2015;33:509-519

Wong KV, Hernandez A. A review of additive manufacturing. ISRN Mechanical Engineering. 2012;2012.

Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96:96-99.

Wiranto, M. G., Engelbrecht, W. P., Tutein Nolthenius, H. E., van der Meer, W. J., & Ren, Y. (2013). Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(1), 140–147.

Yanping L, Shilei Z, Xiaojun C, Chengtao W. A novel method in the design and fabrication of dental splints based on 3D simulation and rapid prototyping technology. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;28:919-922.

Zäh M. F., *Wirtschaftliche Fertigung mit Rapid-Technologien, Anwender-Leitfaden zur Auswahl geeigneter Verfahren*, 2013.

Zhang, S., Liu, X., Xu, Y., Yang, C., Undt, G., Chen, M., Haddad, M. S., & Yun, B. (2011). Application of rapid prototyping for temporomandibular joint reconstruction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.

Zhou, Z., Buchanan, F., Mitchell, C., & Dunne, N. (2014). Printability of calcium phosphate: Calcium sulfate powders for the application of tissue engineered bone scaffolds using the 3D printing technique. *Materials Science and Engineering C*. 2014;38:1-10