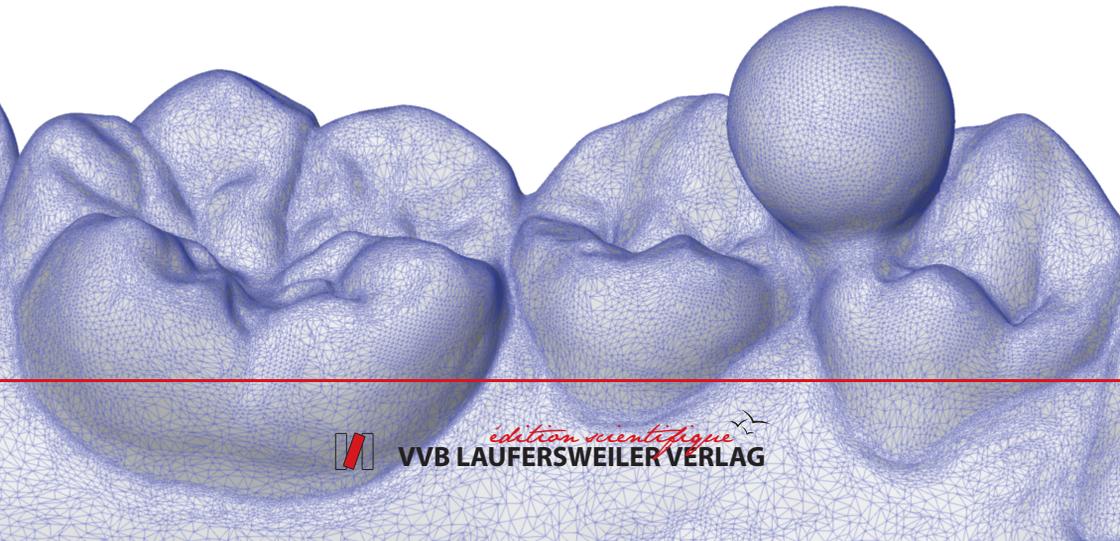


LEONA KLUßMANN

Klinische Studie zur Untersuchung der
elastischen Deformation der Mandibula
unter Anwendung einer weiterentwickelten
Messmethode

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der
Justus-Liebig-Universität Gießen



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei dem Autoren dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2020

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1st Edition 2020

© 2020 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

**Klinische Studie zur Untersuchung der
elastischen Deformation der Mandibula unter
Anwendung einer weiterentwickelten
Messmethode**

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Klußmann, Leona

aus Bergisch Gladbach

Gießen 2020

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
unter der Leitung von Prof. Dr. Bernd Wöstmann,
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann
Gutachterin: Prof. Dr. Katrin Susanne Lips

Tag der Disputation: 21.09.2020

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Ziel der Arbeit.....	2
3	Literaturübersicht.....	3
3.1	Deformation der Mandibula	3
3.1.1	Anatomische Grundlagen.....	3
3.1.2	Die elastische Deformation der Mandibula.....	7
3.1.3	Deformationsformen	8
3.1.4	Einflussnehmende Faktoren	10
3.1.5	Übersicht der Studienlage	11
3.2	Digitale Zahnheilkunde	16
3.2.1	Die Abformung für die Fertigung von Zahnersatz.....	16
3.2.2	Intraoralscanner.....	19
3.2.3	CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin.....	24
4	Material und Methode.....	28
4.1	Methodikübersicht	28
4.2	Probanden	29
4.2.1	Einschlusskriterien	30
4.2.2	Ausschlusskriterien	30
4.3	Materialien.....	30
4.3.1	Positionierungsplatte	30
4.3.2	Messkugeln.....	31
4.3.3	Scanner.....	34

4.3.4	Abformmaterial	34
4.3.5	Sonstige Materialien.....	35
4.4	Methoden	35
4.4.1	Untersuchungsablauf.....	35
4.4.2	Definitionen und Vermessungsmethoden	38
4.4.3	Vermessung der Positionierungsplatte (Referenz)	41
4.4.4	Reproduzierbarkeit des Klebevorgangs	43
4.4.5	Modellherstellung und Übertragung der digitalen Modelle.....	44
4.4.6	Vermessen der Gipsmodelle.....	44
4.4.7	Vermessen der digitalen Modelle.....	45
4.4.8	Statistische Analyse.....	45
5	Ergebnisse.....	48
5.1	Abstands- und Winkelmessung	48
5.1.1	Abstände.....	48
5.1.2	Winkel.....	56
5.2	Maximale Mundöffnung und Geschlecht der Probanden.....	60
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	60
6	Diskussion.....	61
6.1	Diskussion der Methoden	61
6.1.1	Messmethode.....	61
6.1.2	Digitale Abformung	63
6.1.3	Konventionelle Abformung.....	65
6.1.4	Modellherstellung.....	67
6.1.5	Koordinatenmessmaschine.....	68

6.1.6 Datenanalyse	69
6.2 Diskussion der Ergebnisse	70
6.2.1 Digitale Abformung	70
6.2.2 Konventionelle Abformung.....	73
6.2.3 Die elastische Deformation der Mandibula.....	75
6.3 Klinische Relevanz und Einordnung der Ergebnisse.....	78
6.4 Schlussfolgerung.....	80
7 Zusammenfassung	81
8 Summary.....	82
9 Darstellungsverzeichnis	83
9.1 Abbildungsverzeichnis	83
9.2 Tabellenverzeichnis	84
10 Literaturverzeichnis	86
11 Anhang.....	97
11.1 Tabellen.....	97
11.2 Votum Ethik-Kommission	99
11.3 Probanden-Information und -Einwilligung	100
12 Publikationsverzeichnis	110
13 Erklärung	111
14 Danksagung	112
15 Lebenslauf.....	113

1 Einleitung

Seit längerer Zeit wird die elastische Deformation der Mandibula als mögliches Problem bei der Anfertigung von Zahnersatz diskutiert. Insbesondere für die Fertigung von individuell hergestelltem Zahnersatz ist es notwendig, die orale Mundsituation auf ein extraorales Modell zu übertragen. Dabei ist es entscheidend, den Übertragungsfehler möglichst gering zu halten, da eine präzise Passung von Zahnersatz einen wichtigen Faktor für die Mundgesundheit des Patienten darstellt^{70, 77}.

Beim Herstellungsprozess des Zahnersatzes stehen zur Erfassung der intraoralen Strukturen heutzutage zwei verschiedene Wege zur Verfügung: zum einen die konventionelle Abformung mit einem erhärtenden Abformmaterial, zum anderen eine digitale Abformung mit Hilfe eines lichteoptischen Intraoralscanners. Während der konventionellen Abformung muss ein Abformlöffel mit enthaltenem Abformmaterial und während der digitalen Abformung der Scankopf eines Intraoralscanners in den Mund des Patienten eingebracht werden. Dabei ist eine gewisse Mundöffnung zur korrekten Platzierung des Abformlöffels beziehungsweise zur nötigen optischen Erfassung aller Strukturen unumgänglich. Einige Studien untersuchten, ob sich durch diese aktiv durch den Patienten durchgeführte Mundöffnung Dimensionsveränderungen am Unterkiefer ergeben. Allerdings zeigen diese Studien zum Teil kontroverse Ergebnisse und auch die Messmethoden scheinen überwiegend nicht die Genauigkeit aufzuweisen, die mit zurzeit zur Verfügung stehenden Hilfsmitteln möglich wäre^{21, 68, 87, 143}. Starke Abweichungen der Situationen bei unterschiedlichen Mundöffnungen könnten die Passgenauigkeit von Zahnersatz, der über weite Teile des Kiefers reicht, beeinflussen. Weiterhin wäre es denkbar, dass Lageveränderungen der Kieferhälften in horizontaler, vertikaler oder sagittaler Richtung während einer forcierten Mundöffnung, Einfluss auf bereits eingesetzten Zahnersatz haben könnten. Vor allem Ganzkieferrestorationen könnten möglichen Spannungen ausgesetzt werden und eine Materialermüdung oder ein verminderter Tragekomfort für den Patienten könnten die Folge sein^{129, 144}.

Im Gegensatz zu bisher durchgeführten Studien zur Untersuchung einer elastischen Deformation der Mandibula konnte durch den vorliegenden Untersuchungsaufbau der Vergleich zu einer unabhängigen Referenz gezogen werden. So war es möglich, den Zustand bei maximaler und minimaler Mundöffnung separat voneinander zu betrachten.

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, mögliche Deformationen des Unterkiefers zwischen minimaler und maximaler Mundöffnung der Probanden *in vivo* zu untersuchen. Dafür wurde eine bereits in einer *in-vivo*-Studie verwendete Methodik zur Erfassung der Übertragungsgenauigkeiten der Mund- auf die extraorale Modellsituation weiterentwickelt und ein Intraoralscanner (*TRIOS 3*, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) als Messinstrument genutzt. Weiterhin wurde eine konventionelle Abformung (*Impregum Penta Soft Quick*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) als Vergleich herangezogen.

Die Daten aus den Probandenuntersuchungen konnten mit einer unabhängigen Referenz verglichen werden. Dabei wurden

1. lineare Distanzänderungen und
2. Winkeländerungen in den Modellen der Abformungen ermittelt.

Die folgende Nullhypothese wurde formuliert: In Bezug auf lineare Distanz- und Winkeländerungen bestehen signifikante Unterschiede zwischen einer Abformung bei minimaler Mundöffnung und einer Abformung bei maximaler Mundöffnung.

3 Literaturübersicht

Das folgende Kapitel legt eine Übersicht über die Studienlage zur elastischen Deformation der Mandibula dar. Weiterhin werden die digitale Abformung und der in der vorliegenden Studie verwendete Intraoralscanner beschrieben.

3.1 Deformation der Mandibula

3.1.1 Anatomische Grundlagen

Der Oberkieferknochen (Maxilla) und der Unterkieferknochen (Mandibula) bilden gemeinsam mit dem Os nasale, Os lacrimale, Os ethmoidale, Os sphenoidale, Os zygomaticum, Os temporale, Os palatinum, Os hyoideum, Vomer und Concha nasalis inferior das Viscerocranium. Die Mandibula ist funktionell über das Kiefergelenk mit dem Viscerocranium verbunden. Stabilisiert werden die Kiefergelenke über eine Kapsel (Capsula articularis) und einen Bandapparat, bestehend aus drei Bändern (Ligamentum laterale, stylomandibulare und sphenomandibulare)¹⁴⁵. Der Unterkiefer unterteilt sich in einen Unterkieferkörper (Corpus mandibulae) und einen rechten und linken Unterkieferwinkel (Angulus mandibulae) mit jeweils einem aufsteigenden Unterkieferast (Ramus mandibulae). Am Ende des Ramus mandibulae befindet sich der Unterkieferkopf (Caput mandibulae)^{133, 139}. Der Nervus alveolaris inferior, ein Ast des Nervus mandibularis (dritter Ast des Nervus trigeminus), tritt durch das Foramen mandibulae in den Canalis mandibulae des Unterkiefers ein und gibt dort Rami dentales inferiores für die Zähne des Unterkiefers ab. Der Endast, der Nervus mentalis, tritt durch das Foramen mentale und versorgt die Haut über dem Corpus mandibulae sowie die Haut von Kinn und Unterlippe¹³⁹. Die Abbildung 3.1 zeigt ein Modell eines Unterkiefers.

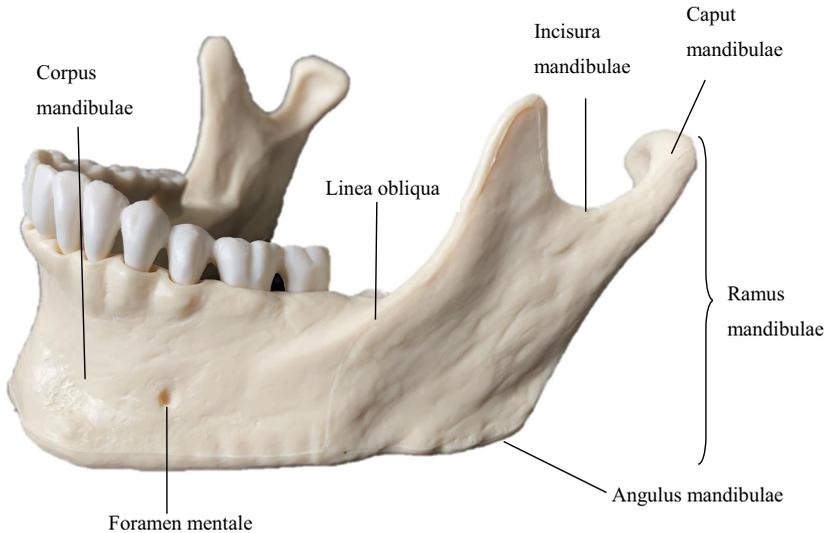


Abb. 3.1: Modell eines menschlichen Unterkiefers

Im Gegensatz zur Maxilla ist die Mandibula beweglich. Diese Bewegung erfolgt in der Vertikalebene (Mundöffnung und -schluss), in der Horizontalebene (Laterotrusion) sowie in der Sagittalebene (Protrusion und Retrusion).

An der Mundöffnung sind unterschiedliche Muskelgruppen beteiligt, die in der Tabelle 3.1 aufgelistet sind.

Tab. 3.1: Übersicht der relevanten Muskeln (aus: Prometheus Lernatlas der Anatomie¹³⁹)

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion	Innervation
Musculus pterygoideus lateralis	<u>Caput superius:</u> Crista infratemporalis (Ala major ossis sphenoidalis) <u>Caput inferius:</u> Außenfläche der Lamina lateralis des Processus pterygoideus	<u>Caput superius:</u> Discus articularis des Kiefergelenks <u>Caput inferius:</u> Processus condylaris der Mandibula	Beidseitige Kontraktion: Einleitung der Mundöffnung durch Verschieben des Unterkiefers (Protrusion) und Verlagerung des Discus articularis nach ventral	Nervus pterygoideus lateralis, Ast des Nervus mandibularis (3. Ast des V. Hirnnervs)

			Einseitige Kontraktion: Verschiebung des Unterkiefers zur Gegenseite bei der Mahlbewegung	
Musculus digastricus	<u>Venter anterior:</u> Corpus mandibulae <u>Venter posterior:</u> medial vom Processus mastoideus (Incisura mastoidea)	Über eine Zwischensehne mit bindegewebiger Schlaufe am Zungenbeinkörper	Hebt das Zungenbein an (Schluckbewegung); unterstützt die Kieferöffnung	<u>Venter anterior:</u> Nervus mylohyoideus (aus Nervus mandibularis des V. Hirnnervs) <u>Venter posterior:</u> Nervus facialis
Musculus geniohyoideus	Corpus mandibulae	Zungenbeinkörper	Zieht das Zungenbein nach vorne (Schluckbewegung); unterstützt die Kieferöffnung	Rami Ventrals des 1. und 2. Zervikalnervs
Musculus mylohyoideus	Innenseite des Unterkiefers (Linea mylohyoidea)	Über eine median gelegene Ansatzsehne (Raphe mylohyoidea) am Zungenbeinkörper	Spannt und hebt den Mundboden; zieht das Zungenbein nach vorne (Schluckbewegung); unterstützt die Öffnung und Seitwärtsbewegung (Mahlbewegung) des Unterkiefers	Nervus mylohyoideus (aus N. mandibularis des V. Hirnnervs)
Musculus stylohyoideus	Processus styloideus des Os temporale	Mit gespaltener Sehne am Zungenbeinkörper	Hebt das Zungenbein nach oben (Schluckbewegung); unterstützt die Kieferöffnung	Nervus facialis

Die Mundöffnung wird durch das Zusammenspiel des Musculus pterygoideus lateralis und der suprahyoidalen Muskulatur ermöglicht. Dabei wirken die unterschiedlichen Muskeln während der Mundöffnung in verschiedene Richtungen. Die suprahyoidale Muskulatur übernimmt im Gegensatz zum Musculus pterygoideus lateralis eher eine unterstützende Funktion¹³⁹. Daher soll vor allem die Funktion des Musculus pterygoideus lateralis für den Vorgang einer möglichen elastischen Deformation der Mandibula verantwortlich sein^{27, 51, 64, 144}.

Dieser zur Kaumuskulatur gehörende Muskel teilt sich in ein Caput inferius und ein Caput superius⁹⁹. Der obere Teil des Muskels verläuft von der Crista infratemporalis der Ala major ossis sphenoidalis zum Discus articularis des Kiefergelenks, wohingegen der untere Teil des Musculus pterygoideus lateralis der Außenfläche der Lamina lateralis des Processus pterygoideus entspringt und zum Processus condylaris der Mandibula zieht¹³⁹. Über die Funktion der beiden Muskelköpfe gibt es unterschiedliche Aussagen in der Literatur. Auf der einen Seite soll das Caput inferius des Musculus pterygoideus lateralis hauptsächlich für die Mundöffnung, die Protrusionsbewegung und kontralaterale Gelenkbewegungen verantwortlich sein. Das Caput superius soll hingegen vor allem bei Mundschluss, der Retrusionsbewegung und bei ipsilateralen Gelenkbewegungen aktiv sein⁹⁷. Andere Autoren beschreiben, dass eine beidseitige Kontraktion eine Protrusionsbewegung und dass eine einseitige Kontraktion eine Verschiebung des Unterkiefers zur Gegenseite auslöst^{10, 139}. Nach *MURRAY et al.*⁹⁹ zeigten mehrere Quellen ebenfalls eine synchrone Aktivität beider Muskelköpfe bei Unterkieferbewegungen^{57, 98, 141}. *HORIUCHI et al.*⁶⁴ beschreiben zusätzlich eine verspätete Muskelaktivität des Musculus pterygoideus lateralis bei Mundöffnung, allerdings einen sofortigen Aktivitätsanstieg bei Protrusionsbewegungen.

Zusätzlich zum Musculus pterygoideus lateralis soll der distale Anteil des Musculus mylohyoideus durch seinen Ansatz am Unterkiefer die hinteren Abschnitte des Alveolarfortsatzes nach lingual ziehen⁶⁸. So beschreibt es *JUNG*⁶⁸ 1952, indem er argumentiert, dass der Alveolarfortsatz durch den Muskelansatz im Bereich der zweiten und dritten Molaren elastisch nach lingual gekippt werde. *GOODKIND et al.*⁵¹ hingegen äußern, dass der zum Mundboden (Diaphragma oris) gehörende Muskel durch seinen anatomischen Verlauf einen geringeren bis keinen Effekt auf die Deformation der Mandibula habe.

3.1.2 Die elastische Deformation der Mandibula

Die elastische Deformation der Mandibula beschreibt in der Theorie eine Veränderung der Unterkieferspange während der Mundöffnung. Dabei sollen durch den Muskelzug die Kondylen beziehungsweise der kraniale Teil des Unterkieferastes nach medial gezogen und der Unterkieferbogen dadurch schmaler werden^{41, 51, 68, 144}. *JUNG*⁶⁸ zeigte innerhalb einer *in-vivo*-Untersuchung Daten, die auf eine Verschmälerung des Basalbogens bei Mundöffnung und protrusiven Bewegungen schließen lassen. Als Erklärung gibt er an, dass „die maximal kontrahierten kieferöffnenden Muskeln [...] verengend auf den Basalbogen wirken, wobei [...] die passiv gedehnten Kieferschließer die Mandibula beiderseits in der Kieferwinkelgegend fixieren.“ *MCDOWELL und REGLI*⁸⁷ zeigten in einer *in-vivo*-Studie mit 20 Probanden ebenfalls eine Abnahme der Breite der Mandibula bei Mundöffnung und Protrusion. *BURCH und BORCHERS*²¹ beschrieben 1970 eine Verkleinerung des Unterkieferbogens zusätzlich auch bei Laterotrusionsbewegungen zu beiden Seiten, die *in vivo* an zehn Probanden aufgezeigt wurde. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen *GOODKIND und HERINGLAKE*⁵¹ in ihrer *in-vivo*-Studie mit insgesamt 40 Probanden, wobei größere Abweichungen in der Molarenregion aufgezeigt wurden als in der Region der Prämolaren. *OMAR und WISE*¹⁰⁹ führten ebenfalls eine *in-vivo*-Studie mit zehn Probanden durch, bei der bei jedem der Probanden eine Abnahme der Breite des Unterkiefers festgestellt wurde.

Auf der anderen Seite zeigten *GATES und NICHOLLS*⁴⁵ (1981) Ergebnisse, die sowohl auf eine Breitenverschmälerung als auch auf eine Breitenvergrößerung bei maximaler Mundöffnung schließen lassen. Allerdings wurde in der erwähnten *in-vivo*-Studie vereinzelt auch keine Deformation der Mandibula festgestellt. *RICHTER*¹²⁹ (1999) beschrieb vier verschiedene Deformationsmuster des Unterkiefers bei einer maximalen Mundöffnung. Er stellte in seinen *in-vivo*-Untersuchungen kein einheitliches Schema der Deformation fest. Vielmehr waren die Ergebnisse bei jedem Probanden unterschiedlich. Es zeigten sich, ähnlich der Ergebnisse von *GATES und NICHOLLS*⁴⁵, sowohl Breitenzunahme und -abnahme als auch keine Veränderung der Unterkieferspange. Auch *SHINKAI et al.*¹⁴³ zeigten in einer *in-vivo*-Studie Ergebnisse, die von keiner Veränderung der Breite der Mandibula bis hin zu 350 µm Abweichung reichten. *REGLI und KELLY*¹²³ führten eine *in-vivo*-Studie mit 62 Probanden durch. Die Ergebnisse zeigten auf der einen Seite bei drei Probanden keine Deformation des Unterkiefers während

einer maximalen Mundöffnung und auf der anderen Seite Abweichungen, die im Vergleich zu anderen Studien geringer ausfielen.

3.1.3 Deformationsformen

Neben einer Breitenänderung der Mandibula sind in der Literatur zusätzlich andere Lageveränderungen während extendierter Bewegungen beschrieben. Zuerst sollte die in der Literatur verwendete Begriffsbezeichnung erläutert werden. Neben „mandibular deformation“⁴³ wird ebenfalls der Begriff „medial mandibular flexure“²² verwendet. Beide Bezeichnungen beschreiben eine Verschiebung des rechten und linken Unterkieferastes nach medial und somit eine konvergente Annäherung. Aus dieser Lageveränderung resultiert eine Abnahme des linearen Abstandes des Unterkieferbogens im posterioren Bereich.

Zusätzlich zu dieser linearen Bewegung sind weitere Deformationstypen der Mandibula im dreidimensionalen Raum beschrieben worden. *ABDEL-LATIF et al.*³ untersuchten diese in einer *in-vivo*-Studie bei sechs zahnlosen Probanden, die mit Implantaten in den Molarenregionen versorgt waren. Auf den Implantaten wurden Dehnungsmessstreifen befestigt und Lageveränderungen der Implantate aufgezeichnet. Es wurde eine körperliche Rotation der Mandibula sowohl bei Mundöffnung als auch bei Mundschluss festgestellt. Diese Bewegungsrichtung wurde ebenfalls durch *HORIUCHI et al.*⁶⁴ als Bewegung in bucco-lingualer Richtung beschrieben, wobei sich die Implantate in dieser Studie nur in einem Quadranten und nicht im dritten und vierten Quadranten befanden. Des Weiteren wurde in der Studie von *ABDEL-LATIF et al.*³ eine dorsoventrale Abscherung beschrieben, die als relative vertikale Rotation des Unterkieferkörpers um die horizontale Querachse durch die Symphyse erklärt wird.

Dabei beschreibt der Begriff „Symphyse“, der in der Literatur verwendet wird, den Bereich zwischen den beiden Mandibula-Hälften. Eine Symphyse ist allerdings als eine Knochenverbindung aus Faserknorpel definiert, die bei den meisten Tierarten zeitlebens erhalten bleibt^{13, 14, 79}. Bei einem erwachsenen Menschen verknöchert diese im ersten bis zweiten Lebensjahr in eine Synostose¹⁹. Zu Übersichtszwecken wird im Folgenden weiterhin der Begriff „Symphyse“ verwendet.

Neben den drei erläuterten Bewegungsmustern der Mandibula stellte *HYLANDER*⁶⁵ 1984 bei einer Untersuchung an Primaten ebenfalls eine anterior-posteriore Abscherung und eine Krümmung im Bereich der Symphyse fest. Dabei unterschied er zwischen fol-

genden Belastungsmustern: Verdrehung der Symphyse um eine horizontale Achse, Biegung der Symphyse bei Verdrehung des Unterkiefers um seine Längsachse, Krümmung der Symphyse durch eine mediale Querbiegung des Unterkieferkörpers sowie Krümmung der Symphyse durch eine laterale Querbiegung der Mandibula. *HOBKIRK und SCHWAB*⁶² stellten die Vermutung auf, dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Durchmesser der Symphyse eines Probanden und der Distanzänderung von Implantaten im Unterkiefer innerhalb eines Quadranten sowie zwischen drittem und viertem Quadranten geben könnte. Sie führten eine *in-vivo*-Studie mit fünf Probanden durch. Trotz der geringen Probandenanzahl zeigten sich hohe Variationen in den Ergebnissen und es konnte keine Zuordnung der Abweichungen zu den verschiedenen Deformationsmustern erfolgen. Ähnlich komplexe Ergebnisse zeigten sich in einer Untersuchung von *KORIOTH und HANNAM*⁷⁴. Es wurde unter anderem die Hypothese untersucht, ob während statischer Belastung eine transversale Veränderung des Zahnbogens im Vergleich zum Unterkieferrand auftritt. Dafür wurde ein präparierter, menschlicher Unterkiefer durch eine Computertomographie digitalisiert und mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode ein Modell erstellt. Dieses Modell wurde in einer digitalen Simulation auf Verformungen bei Einwirkung von unterschiedlichen Belastungsrichtungen und -mustern untersucht. Es zeigten sich Torsionsbewegungen des Unterkieferrandes nach lateral und Kippungen des Zahnbogens auf Okklusionsebene nach medial. Des Weiteren wurde eine Deformation des Unterkiefers nach superior und anterior festgestellt. *RICHTER*¹²⁹ führte eine *in-vivo*-Studie an neun Probanden durch, um die Komplexität der Unterkieferdeformation zu untersuchen. Dabei berücksichtigte er sowohl die Belastung durch Pressen in zentrischer Okklusionsposition als auch die maximale Mundöffnung. Die Ergebnisse zeigten kein einheitliches Deformationsmuster und hohe Variationen. So wurden Abstandsvergrößerungen, -verkleinerungen und keine Veränderungen festgestellt. *RICHTER*¹²⁹ beschrieb bei statischer Belastung vier und bei maximaler Mundöffnung drei Deformationsformen des Unterkiefers. Unterschieden wurde zwischen einer eckigen und spitzen Form der Mandibula sowie zwischen einer Annäherung und Entfernung des Seitenzahnbereiches. Auch Torsionsbewegungen wurden in der genannten Studie aufgezeigt, indem die Veränderung der Winkel der Implantatachsen gemessen wurde.

3.1.4 Einflussnehmende Faktoren

In der Literatur wird von verschiedenen Autoren beschrieben, dass die elastische Deformation der Mandibula als ein multifaktorielles Geschehen zu betrachten ist^{22, 27, 41, 51, 64}. Es werden viele Zusammenhänge vermutet, von denen allerdings nicht alle in Verbindung mit der Deformation des Unterkiefers untersucht wurden. Gründe für die Annahme, dass neben dem Muskelzug des Musculus pterygoideus lateralis noch andere individuelle physiologische Gegebenheiten zu einer möglichen elastischen Deformation der Mandibula führen könnten, waren die zum Teil sehr probandenabhängigen und breit gefächerten Ergebnisse. In diesem Kapitel werden mögliche einflussnehmende Faktoren aufgeführt, die bereits in der Literatur erwähnt oder untersucht wurden.

In einer Studie von *HOBKIRK* und *SCHWAB*⁶² zeigten sich die größten Abweichungen bei dem Probanden mit der dünnsten Symphyse. Sie vermuteten einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer Veränderung des Abstandes zweier Implantate bei Protrusion und Mundöffnung und der anatomischen Form der Symphyse. Nach *CHEN et al.*²⁷ neigen Patienten mit kleinerer Symphyse, geringerer Knochendichte und längerem Unterkiefer zu größeren Veränderungen der Zahnbreite. Auch der Gesichtstyp wurde als einflussnehmender Faktor auf die Unterkieferdeformation untersucht^{3, 29}. Nach Ricketts unterscheidet man zwischen einem mesiofazialen, brachyfazialen und dolichofazialen Gesichtstyp¹⁰⁶. Der brachyfaziale Gesichtstyp zeigt oft ein horizontales Wachstumsmuster und eine starke Kaumuskulatur. *CUSTODIO et al.*²⁹ zeigten bei diesem Gesichtstyp eine höhere Aktivität des Musculus masseter. Aufgrund dessen wurde ebenfalls die Muskelaktivität beziehungsweise -kraft als ein zusätzlicher einflussnehmender Faktor vermutet. Dies untersuchten *CANABARRO* und *SHINKAI*²² in einer *in-vivo*-Studie, indem sie die Beißkraft als Anhaltspunkt für die Muskelkraft definierten.

Ein weiterer Faktor, der in vielen Studien genannt wurde, ist das Lebensalter^{22, 27, 51}. *JUNG*⁶⁸ untersuchte neben erwachsenen Probanden auch Kinder und stellte bis zum neunten Lebensjahr keine elastische Deformation bei Mundöffnung fest. Im Rahmen des physiologischen Alterungsprozesses verändert sich die Knochenqualität. Viele Faktoren wie die Knochenmikro- und -makrostruktur, die Knochenmineralisierung und -vaskularisierung sowie die Knochenmarkszusammensetzung sind einflussnehmend⁴⁰. Mit zunehmendem Alter nimmt die Knochenporosität zu und somit die Knochendichte ab²⁸. Der Aspekt der Knochendichte könnte, abgesehen vom Lebensalter, auch bei jedem Menschen individuell sein und wurde bis zum heutigen Zeitpunkt noch

nicht vor dem Hintergrund der Deformation der Mandibula untersucht. Eine weitere probandenabhängige Variabel, die mit einer Veränderung der Mandibula bei Mundöffnung assoziiert wurde, ist der individuelle Körpermaßindex²². Anhand dieser Maßzahl kann eine medizinische Einschätzung des Körpergewichtes eines Menschen im Verhältnis zu seiner Körpergröße erfolgen. Sie berechnet sich aus dem Quotienten aus Körpergewicht in Kilogramm und Körpergröße in Metern zum Quadrat⁶⁰. Dass es einen signifikanten Unterschied zwischen Frauen und Männern in Hinblick auf Veränderungen der Unterkieferbreite gibt, konnte bisher in keiner Studie nachgewiesen werden^{22, 27}. Ein weiterer wichtiger Aspekt, der bei Betrachtung eines natürlich bezahnten Unterkiefers berücksichtigt werden sollte, ist die physiologische Zahnbeweglichkeit^{64, 116}. Diese wurde unter anderem durch MÜHLEMANN⁹⁵, PEDERSEN *et al.*¹¹⁵ und BOLDT *et al.*¹⁷ in unterschiedlichen Richtungen gemessen. Aufgrund von individueller Wurzelmorphologie (Wurzelzahl, -länge und -durchmesser) unterscheidet sich die Zahnbeweglichkeit bei den verschiedenen Zahngattungen. Molaren und Eckzähne zeigen bei einer konstanten Kraftausübung von 5 Newton mit nicht mehr als 0,1 Millimeter Beweglichkeit die geringsten Normwerte¹²².

3.1.5 Übersicht der Studienlage

Die nachfolgende Tabelle 3.2 zeigt eine Übersicht zu *in-vivo*-Studien, die eine mögliche elastische Deformation des Unterkiefers bei einer maximalen Mundöffnung untersuchten. Es werden die verschiedenen Messmethoden aufgeführt sowie die Ergebnisse zur Deformation dargelegt. Aus Übersichtsgründen wurden lediglich die Ergebnisse in Bezug auf die Breitenänderung der Mandibula einbezogen, auch wenn zusätzlich andere Aspekte in der Studie untersucht worden sind.

Grundlage der Messverfahren, die in den bisher durchgeführten Studien verwendet wurden, ist der Vergleich der Messung bei maximaler Mundöffnung mit der Messung bei Ruhelage bzw. bei einer möglichst geringen Mundöffnung. Dabei war es nicht möglich, die gemessenen Werte mit einer unabhängigen Referenz zu vergleichen.

Tabellenlegende:

Posterior	=	Molarenbereich des Unterkiefers
Anterior	=	Prämolaren-/Eckzahnbereich des Unterkiefers
MMÖ	=	Maximale Mundöffnung
RL	=	Ruhelage
MP	=	Maximale Protrusion

LA = Laterotrusion
 MW = Mittelwerte

Tab. 3.2: *In-vivo*-Studien zur Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula

Studie	Messmethode	Ergebnisse
<i>JUNG</i> ⁶⁸ (1952)	Zementierung von Gusskappen auf den zweiten Molaren und den zweiten Prämolaren des Unterkiefers; linguale Vertiefung zur Aufnahme eines Innentasters; Messung bei MMÖ und MP; Referenz : Messung bei RL	<u>Posterior</u> : Differenz RL – MMÖ: 250 - 650 µm Differenz RL – MP: 500 - 700 µm
<i>MCDOWELL und REGLI</i> ⁸⁷ (1961)	Befestigung von Metallsplints anterior und posterior; Messung bei MMÖ und MP mit einem Tasterzirkel; Referenz : Messung bei RL	<u>Posterior</u> : Differenz RL – MMÖ: 200 - 1400 µm Differenz RL – MP: 200 - 1500 µm
<i>REGLI und KELLY</i> ¹²³ (1967)	Durchführung von zwei konventionellen Abformungen des Unterkiefers; 1. bei MMÖ (Modell 1); 2. bei einer möglichst geringen Mundöffnung (Modell 2); Modellherstellung; Vermessung mit einer speziell angefertigten Messlehre; Referenz : Modell 2; MW angegeben	Differenz Modell 1 – Modell 2: MW posterior: 90 µm MW anterior: 30 µm
<i>BURCH und BORCHERS</i> ²¹ (1970)	Fixierung eines Dehnungsmessstreifens auf den ersten Molaren des Unterkiefers; MMÖ und LA durch die Probanden durchgeführt; Referenz : Messung bei RL	Differenz RL – MMÖ: MW: 438 µm Differenz RL – LA: MW rechts: 243 µm MW links: 257 µm
<i>GOODKIND und HERINGLAKE</i> ⁵¹ (1973)	Befestigung einer Messvorrichtung in einem Quadranten des Unterkiefers mit Gips; Durchführung einer MMÖ der Probanden; Referenz : Messung bei einer minimalen Mundöffnung (min. MÖ)	Differenz min. MÖ – MMÖ: MW posterior: 77 µm MW anterior: 32 µm
<i>DE MARCO und PAINE</i> ³²	Messgerät auf Okklusalfäche der ersten Molaren des Unterkiefers fixiert; Untersuchung des	Abweichung: 600 - 1500 µm

(1974)	Einfluss des Grades der Mundöffnung auf die Veränderung der Breite der Mandibula; Referenz: Messung in habitueller Okklusion	> 28 % Mundöffnung: Keine Änderung der Abweichung mehr
<i>FISCHMAN</i> ⁴² (1976)	Individuelle Gusskappen und verschiedene okklusale Goldsplints für eine Probandin aufgebracht; Messung mit einer Schieblehre; Durchführung einer MMÖ der Probandin; je 15 Wiederholungen; Referenz: Messung bei einer minimalen Mundöffnung (min. MÖ)	Differenz min. MÖ – MMÖ: MW ± Standardabweichung: 860 ± 140 µm
<i>OMAR und WISE</i> ¹⁰⁹ (1981)	Verwendung einer Schieblehre und einem okklusalen Splint; dieser reichte im vierten Quadranten von dem ersten Prämolaren bis nach distal	Abweichung: 12 - 164 µm
<i>GATES und NICHOLLS</i> ⁴⁵ (1981)	Verwendung einer Licht-Fotodiode und eines Differentialtransformators; okklusale Befestigung mit Hilfe von Splints; Durchführung unterschiedlicher Bewegungsmuster der Probanden; Referenz: Messung bei RL	Abweichung: -20 - 306 µm
<i>FISCHMAN</i> ⁴¹ (1990)	Zementierung von Overlays auf den ersten Molaren und einem ersten Schneidezahn des Unterkiefers; Untersuchung der Deformation der Mandibula mit Hilfe eines Dehnungsmessstreifens; Untersuchung auf Rotationen während dieses Vorgangs (durch Fotoaufnahmen und Pixelvermessung)	Abweichung: MW ± Standardabweichung: 71 ± 43 µm
<i>HOBKIRK und SCHWAB</i> ⁶² (1991)	Befestigung eines linearen Differenzialtransformators auf zwei Implantaten im Prämolarenbereich; Durchführung einer MMÖ und LA durch die Probanden; Referenz: Messung bei RL	Abweichung: 25 - 300 µm
<i>HORIUCHI et al.</i> ⁶⁴ (1997)	Zementierung von Kronen auf zwei nebeneinander inserierten Implantaten im Molarenbereich eines Quadranten; diese waren durch eine Metallplatte miteinander verbunden und die Implantate somit nur in bukkolingualer Richtung beweglich; Messung mit Hilfe eines magnetischen Sensorsystems; Durchführung einer MMÖ und einer Protrusionsbewegung (PR) durch die Pro-	Linguale Auslenkung des distalen Implantats in Bezug zum mesialen Implantat: MMÖ: 7,8 - 24,6 µm PR: 9,5 - 36,5 µm

	banden	
RICHTER ¹²⁹ (1999)	Befestigung einer Messvorrichtung auf zwei Implantaten in Molarenregion in beiden Quadranten des Unterkiefers; Messung mit Hilfe von Infrarot und Fotodioden; Erfassung der Relativbewegungen der beiden Implantate zueinander	Maximale Abstandsvergrößerung: 330 µm Maximale Abstandsverkleinerung: 80 µm Keine Abstandsänderung bei zwei Probanden
CHEN et al. ²⁷ (2000)	Zementierung eines linearen Differentialtransformators auf den ersten Molaren; Durchführung einer MMÖ durch die Probanden; Referenz: Messung bei RL	Abweichung: 20 - 437 µm
ABDEL-LATIF et al. ³ (2000)	Befestigung eines Dehnungsmessstreifens auf Implantaten in Molarenregion in beiden Quadranten des Unterkiefers; Durchführung einer MMÖ sowie LA durch die Probanden; Untersuchung der 1) medialen Konvergenz, 2) dorsoventralen Abscherung und 3) körperlichen Rotation	MMÖ (MW) 1) 1,4 - 41,3 µm 2) 3,1 - 14,1 ° 3) 1,2 - 6,0 ° LA (MW) 1) 1,0 - 26,7 µm
SHINKAI et al. ¹⁴³ (2004)	Durchführung von drei Abformungen in unterschiedlichen Unterkieferpositionen: maximal geöffnet, möglichst weit geschlossen, maximal protrudiert; Digitalisierung der Modelle; Bestimmung von Referenzpunkten (5-Pixel Punkte); Messung der Intermolaren-Distanz; Referenz: Modell bei RL	Lineare Distanzmessung: 0 - 360 µm
CANABARRO und SHINKAI ²² (2006)	Durchführung von drei Abformungen bei RL, MMÖ und MP der Probanden; Digitalisierung der Modelle; in einer zweifachen Vergrößerung Referenzpunkte bestimmt und den intermolaren Abstand gemessen; Referenz: Modell bei RL	MMÖ MW ± Standardfehler: 146 ± 24 µm MP MW ± Standardfehler: 150 ± 27 µm
AL-SUKHUN und KELLEWAY ⁴	Befestigung von drei Differentialtransformatoren auf Implantaten im Prämolarenbereich; Durchführung einer MMÖ, LA und Protrusion durch die Probandinnen; Erstellung von Modellen und	MMÖ, LA und Protrusion (MW) 1) 14,4 - 58,4 µm 2) und 3) 0,4 - 2,7 °

(2007)	Berechnung mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode; hierfür wurde zuvor eine Bildgebung durch eine Computertomographie von jeder Probandin erstellt; Untersuchung der 1) medialen Konvergenz, 2) dorsoventralen Abscherung und 3) körperlichen Rotation	
<i>CUSTODIO et al.</i> ²⁹ (2009)	Einteilung der Probanden in Gesichtstypen (brachyfazial, mesiofazial, dolichofazial) mit Hilfe einer kephalometrischen Analyse; Messung der Muskelaktivität mit Hilfe einer Elektromyografie; Durchführung von drei Abformungen (MMÖ, RL, Protrusion); Messung der intermolaren Distanz; Referenz: Modell bei RL	<u>MMÖ:</u> Brachyfazial MW ± Standardabweichung: 300 ± 150 µm Mesiofazial MW ± Standardabweichung: 210 ± 130 µm Dolichofazial MW ± Standardabweichung: 140 ± 80 µm
<i>PRASAD et al.</i> ¹¹⁸ (2013)	Durchführung von drei Abformungen in unterschiedlichen Positionen (RL, MMÖ, minimale Mundöffnung); Einteilung der Probanden nach Gesichtstyp (brachyfazial, mesiofazial, dolichofazial); Messung der intermolaren Distanz; Referenz: Modell bei RL	<u>MMÖ:</u> Brachyfazial MW ± Standardabweichung: 1120 ± 90 µm Mesiofazial MW ± Standardabweichung: 690 ± 210 µm Dolichofazial MW ± Standardabweichung: 390 ± 80 µm
<i>WOLF et al.</i> ¹⁶¹ (2019)	Durchführung von zwei Abformungen bei einer MMÖ und bei leicht geöffnetem Mund (min. Mundöffnung) der Probanden; Digitalisierung der Abformungen durch einen Laborscanner; Auswertung durch Überlagerungen und Vergleich der Koordinatensysteme mit dem Referenzmodell; Referenz: Modell min. Mundöffnung	MW anterior: 11 µm MW posterior: 232 µm

Aus den Daten wird erkennbar, dass die von den verschiedenen Autoren beschriebenen Unterschiede erheblich sind. Angefangen von einer klinisch irrelevanten Größenordnung^{41, 51} bis hin zu Abweichungen im Millimeterbereich⁸⁷. Nach wie vor bleibt die Frage offen, wie groß diese Abweichungen zu bewerten und wovon sie abhängig sind. Übereinstimmende Merkmale der aufgezeigten Studien stellen die Messmethoden (konventionelle Abformungen, Dehnungsmessstreifen, Differentialtransformatoren) dar, Unterschiede zeigen sich hingegen bei den Auswertungsmethoden. Eine berührungsfreie und *direkte Digitalisierung* mit Hilfe eines Intraoralscanners wurde jedoch in diesem Zusammenhang bisher noch nicht verwendet.

3.2 Digitale Zahnheilkunde

3.2.1 Die Abformung für die Fertigung von Zahnersatz

Durch die technologische Entwicklung in der Zahnmedizin stehen heutzutage viele Wege zur Versorgung der Patienten zur Verfügung. Ein Teilgebiet der zahnärztlichen Behandlung stellt die Fertigung von Zahnersatz dar. Dafür ist es notwendig, die Informationen der oralen anatomischen Strukturen des Patienten durch den Zahnarzt an den Zahntechniker zu übermitteln, um auf dieser Grundlage den individuellen Zahnersatz herstellen zu können. Für diese Übertragung gilt es bis heute als Standard, eine konventionelle Abformung mit einem Abformmaterial durchzuführen³⁶. Das Prinzip beruht darauf, mit Hilfe der Abformmasse eine Negativform der Mundsituation herzustellen, welche später durch Befüllen mit Gips zu einem Modell weiterverarbeitet wird. Große Ungenauigkeiten beziehungsweise Fehler, welche bei der Abformung der klinischen Situation auftreten können, übertragen sich im weiteren Fertigungsprozess des Zahnersatzes auf jeden weiteren Arbeitsschritt. Dies kann zu einem Behandlungsmisserfolg bis hin zu einer notwendigen Neuanfertigung der Restauration führen^{82, 167}. Das Ziel vieler Untersuchungen war daher die Beantwortung der Frage, welche Abformgenauigkeit auf dem konventionellen Weg durch unterschiedliche Abformmaterialien erreicht werden kann^{18, 66, 105, 111, 136, 156, 168, 165, 162}.

Da in der vorliegenden Studie ein Abformmaterial aus der Gruppe der Polyether verwendet wurde, wird im Folgenden näher darauf eingegangen.

Unter den zur Verfügung stehenden Abformmaterialien sind vor allem Polyether und A-Silikone für Präzisionsabformungen geeignet¹⁶⁴. Sie müssen eine hohe Genauigkeit

aufweisen und werden unter anderem zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz (Kronen- und Brückenkonstruktionen) sowie für Implantatversorgungen verwendet. Polyether gehören zu den elastomeren Abformmassen und sind irreversibel-elastisch. Sie sind Paste-Paste-Systeme, dessen Basispaste Etherpolymere mit endständigen Etheniminingruppen, Füllstoffe und Weichmacher enthält. Die Katalysatorpaste besteht hauptsächlich aus aromatischen Sulfonsäureestern und Weichmachern¹⁶³. Polyether werden überwiegend maschinell angemischt, wodurch eine hohe Standardisierung erzielt werden kann¹⁶⁷. Die Abbindereaktion stellt eine Polyadditionsreaktion dar, bei der der ionisierte Sulfonsäureester als kationischer Initiator fungiert und den reaktiven Etheniminring eines Makromoleküls öffnet. Dieser wird nun selbst zu einem Kation, öffnet den Ring des nächsten Makromoleküls und verbindet sich mit diesem. Durch diese weiter fortschreitende Reaktion kommt es zum Aushärten der Abformmasse. Bei der beschriebenen Vernetzungsreaktion werden keine Nebenprodukte abgespalten, was eine geringe Dimensionsänderung bei Lagerung des Materials mit sich bringt¹³⁰. Des Weiteren besitzen Polyether hydrophile Eigenschaften, die aus der Polarität der entstandenen Moleküle der ausgehärteten Abformmasse resultieren. Durch diese Eigenschaft zeigt das Abformmaterial ein sehr präzises Fließverhalten^{61, 167}.

Neben dem beschriebenen Standardverfahren der konventionellen Abformung haben sich durch das digitale Zeitalter alternative Möglichkeiten zur Übertragung der Mund- auf die Modellsituation entwickelt. Die Anfänge dieser Entwicklung entstanden bereits 1971 durch die Forschungen von *DURET* im Bereich der digitalen Zahnmedizin³⁴. *HEITLINGER* und *RODDER* führten diese Experimente 1979 fort¹⁴⁰. Die Durchsetzung gelang jedoch erst im Jahre 1983, als das durch *MÖRMANN* und *BRANDESTINI* entwickelte *CEREC*-System (*CE*ramic *RE*Construction) vorgestellt wurde. Mit diesem Gerät war es möglich, die Präparation eines Zahnes vorab intraoral zu scannen und somit zu digitalisieren (*direkte Digitalisierung*). Im Anschluss konnte in derselben Behandlungssitzung eine in einer an das Gerät angeschlossenen Fräsmaschine erzeugte Restauration am Patienten eingesetzt werden⁹³.

Die digitale Abformung der Zahnreihen und der Mundschleimhaut mit Hilfe von Intraoralscannern ist heute eine etablierte Methode im zahnärztlichen Alltag. Die Entwicklung dieser alternativen Abformmethode zielte darauf ab, Vorteile gegenüber der konventionellen Abformung zu erlangen. Beispielsweise kann durch die unmittelbare Modellherstellung der Zahnreihen eine direkte Evaluierung der Präparation erfolgen⁷² und

der Intraoralscan bei Bedarf ergänzt oder nachbearbeitet werden³⁹. Darüber hinaus unterliegt das digitale Modell keiner Abnutzung beziehungsweise keinem Verschleiß, wie es beim Aufpassen einer Restauration auf einem Gipsmodell auftreten kann. Weiterhin ist die Archivierung von digitalen Modellen im Vergleich zur Aufbewahrung von Gipsmodellen erleichtert¹⁷⁴.

Den aufgezeigten Vorteilen gegenüber der konventionellen Abformung stehen einige Nachteile bei der digitalen Abformung entgegen. Subgingivale Präparationsgrenzen können nur bedingt durch den Intraoralscanner erfasst werden. Weiterhin sind adäquate Retraktionsmaßnahmen der Gingiva notwendig, da ausschließlich sichtbare Bereiche der Präparation gescannt werden können¹⁶. Dies kann infolge einer unzureichenden Trockenlegung, bedingt durch vermehrten Speichel oder erhöhte Blutung der Gingiva, erschwert werden^{117, 171}. Des Weiteren ist die Genauigkeit der digitalen Abformung von unterschiedlichen Aspekten abhängig. Unter anderem werden sowohl die Erfahrung des Anwenders^{47, 46, 80} als auch die verwendete Softwareversion des Intraoralscanners^{37, 55} als einflussnehmende Faktoren in der Literatur beschrieben. Außerdem zeigte eine *in-vitro*-Studie von *REHMANN et al.*¹²⁴ einen Genauigkeitsgewinn von Ganzkieferfans nach einer Kalibrierung der verwendeten Intraoralscanner.

Ein weiterer Aspekt, der in mehreren Studien untersucht wurde, ist die Auswahl und Durchführung des sogenannten „Scanpfades“. Dieser beschreibt den Ablauf beziehungsweise die Abfolge, mit der der Scankopf des Intraoralscanners über die Zahnreihe geführt wird. In einer *in-vitro*-Studie von *MÜLLER et al.*⁹⁶ wurden drei unterschiedliche Scanpfade unter der Anwendung des Intraoralscanners *TRIOS 3 Pod* untersucht. Es zeigte die Scanstrategie die höchste Genauigkeit, bei der zuerst okklusal-palatinal und anschließend vestibulär gescannt wurde. In einer *in-vitro*-Studie von *ENDER et al.*³⁷ wurde festgestellt, dass Scanprotokolle einen starken Einfluss auf die Genauigkeit von digitalen Ganzkieferabformungen besitzen (verwendete digitale Systeme: *Lava COS*, *Cerec Bluecam* und *Cadent iTero*). *MENNITO et al.*⁸⁹ untersuchten *in vitro* den Einfluss des Scanpfades bei digitalen Abformungen eines Sextanten (Seitenzähne einer Kieferhälfte) mit insgesamt sechs Scansystemen und zeigten, abgesehen von einem Scansystem (*Cerec Omnicam*), keinen signifikanten Einfluss der Scanstrategie auf die Genauigkeit des Intraoralscans.

3.2.2 *Intraoralscanner*

Aufbau und Funktionen

Bei dem in der vorliegenden Studie verwendeten Intraoralscanner handelt es sich um das Modell *TRIOS 3* in der Cart-Version der Firma 3Shape (Kopenhagen, Dänemark). Die Abbildung 3.2 zeigt das genutzte Gerät mit einer Unterkieferaufnahme eines in der vorliegenden Studie eingeschlossenen Probanden. Der Intraoralscanner besteht aus einem PC, einem Bildschirm und einem Handstück mit aufgesetzter Scanspitze. Der Bildschirm ist ein Touchscreen, auf dem das Modell gedreht, verschoben oder mit den Fingern vergrößert und verkleinert werden kann. Die Scanspitze ist vom Handstück abnehmbar und kann sterilisiert werden. Während der intraoralen Aufnahme erfasst das Gerät viele Einzelbilder in einem Videomodus¹⁷⁴. Die Darstellung der oralen Strukturen erfolgt parallel zum Scanvorgang auf dem Bildschirm. Sie werden in „Echtfarben“ gezeigt und es besteht die Möglichkeit, die Zahnfarbe an unterschiedlichen Stellen digital zu bestimmen. Des Weiteren können nicht zufriedenstellende Scanbereiche durch eine Zoomfunktion nachgescannt werden. Überflüssige Bereiche des Scans, wie beispielsweise Teile der Wange oder Zunge, können per Markierung ausgeschnitten werden, wodurch sich die Datenmenge reduzieren lässt. Die Anwendung dieses Intraoralscanners erfordert keine Oberflächenkonditionierung der aufzunehmenden Fläche in Form von Puderapplikation. Ein vollständiges System zur Chairside-Herstellung von Kronen, Brücken oder Provisorien, bestehend aus Fräsmaschine und Intraoralscanner, steht zurzeit nicht zur Verfügung¹⁷⁴.

Die verwendete Cart-Version des Intraoralscanners verfügt über unterschiedliche Anschlussmöglichkeiten, durch die die Scandaten übermittelt werden können¹⁴⁰. Mit dem erhaltenen digitalen Modell können sich anschließende Arbeitsschritte eingeleitet werden. Beispielsweise ist eine Kombination aus digitalem Kiefermodell und einem Oberflächenscan des Gesichtes möglich (Facescan). Hierdurch können fehlende Orientierungspunkte und -ebenen ergänzt werden¹³⁰ und daraus wiederum können eine bessere Planungssicherheit in Verbindung mit der Möglichkeit einer anschaulichen Demonstration prothetischer Arbeiten für Zahnarzt/-ärztin und Patient/-in resultieren¹²⁵. Darüber hinaus lassen sich digitale intraorale Daten mit einer dreidimensionalen röntgenologischen Bildgebung koppeln. Im zahnmedizinischen Bereich wird meist die digitale Volumentomographie für eine digitale Implantatplanung genutzt^{78, 88, 107, 169}. In einer Planungssoftware werden *DICOM*-Daten (Röntgendaten) mit *STL*-Daten (intraorale oder

Modelldatensätze) verknüpft^{78, 140, 169}. Mit Hilfe der Software kann ein virtuelles Waxup des späteren Zahnersatzes konstruiert werden¹³⁰. Durch die gegebenen Informationen über anatomische Strukturen des Patienten können einerseits Implantate aus prothetischer Sicht ideal positioniert werden und kann andererseits eine Einschätzung über notwendige Knochenaugmentationsmaßnahmen erfolgen. Die definitive Planung lässt sich dann, im Sinne einer digitalen Arbeitsprozesskette, in eine gefräste Bohrschablone umsetzen. *MANGANO et al.*⁸⁶ stellten durch eine Literaturrecherche fest, dass die Erstellung eines „dreidimensionalen, virtuellen Patienten“ durch Verbindung von Intraoralscan, Facescan und digitaler Volumentomographie möglich ist und zur Diagnose, Planung und Patientenkommunikation hilfreich sein kann. Eine weitere Möglichkeit, die Daten eines Intraoralscanners für eine umfangreiche Diagnostik zu nutzen, ist eine Kombination mit Systemen, die eine Analyse der Kondylenbahn des Kiefergelenks durchführen⁷³. Darüber hinaus kann der dreidimensionale Datensatz des Ober- und Unterkiefers mit computergestützten Aufzeichnungen der Unterkieferbewegungen in allen Ebenen (digitale Registrierung) zusammengefügt werden¹³¹.

Studienlage

Der verwendete Intraoralscanner *TRIOS 3* (Abb. 3.2) wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht^{6, 35, 43, 50, 67, 85, 150}.

Die beiden Kriterien, nach welchen häufig digitale Scansysteme bewertet wurden, sind ihre Richtigkeit und Präzision (ISO 5725-1). Ein gemessener Wert besitzt eine hohe Richtigkeit, wenn er eine geringe Abweichung zum Originalwert aufweist. Demgegenüber zeigt eine hohe Präzision, dass die Werte bei mehreren Messungen gleicher Bedingungen gut reproduzierbar sind^{36, 38, 128}.

*RENNE et al.*¹²⁸ zeigten in einer *in-vitro*-Studie, dass der *TRIOS 3* Intraoralscanner eine gute Balance zwischen Geschwindigkeit und Genauigkeit aufwies. In einer *in-vivo*-Studie von *SFONDRINI et al.*¹⁴² zeigte der *TRIOS 3* Intraoralscanner hinsichtlich seiner Genauigkeit keine signifikanten Unterschiede zu einer konventionellen Abformung mit Alginate. Außerdem ließ sich eine hohe Qualität in Bezug auf Zeiteffizienz und Patientenzufriedenheit feststellen. *VANDEWEGHE et al.*¹⁵³ untersuchten in einer *in-vitro*-Studie neben dem *TRIOS 3* noch zwei weitere Intraoralscanner auf ihre Übertragungsgenauigkeit bei Implantatabformungen des ganzen Kiefers. Der *TRIOS 3* zeigte die höchste Genauigkeit und die zweithöchste Präzision. In einer *in-vitro*-Studie von *MICHELINAKIS et al.*⁹¹ wies der *TRIOS 3* Intraoralscanner bei der Untersuchung von

Ganzkiefergipsmodellen im Vergleich zu zwei anderen Intraoralscannern die höchste Präzision auf. *ENDER et al.*³⁹ untersuchten neben dem *TRIOS 3* Intraoralscanner noch fünf weitere Intraoralscanner, mit teilweise unterschiedlichen Software-Versionen, auf ihre Genauigkeit bei Ganzkiefer- und Quadrantenabformungen in einer weiteren *in-vitro*-Studie. In einer *in-vivo*-Untersuchung von *WINKLER* und *GKANTIDIS*⁵⁹ zeigte der *TRIOS 3* im Vergleich zu einem anderen Intraoralscanner die höchste Präzision.



Abb. 3.2: Intraoralscanner Trios 3 (Cart-Version)

Aufnahmeprinzip des TRIOS 3

Das dreidimensionale Aufnahmesystem des *TRIOS 3* Intraoralscanners beruht auf dem Prinzip der *konfokalen Mikroskopie*. Diese spezielle Art eines Lichtmikroskops wurde von Marvin Minsky 1955 entwickelt und patentiert⁹². Der Anstoß für diese Entdeckung war der Versuch, störendes Streulicht unter Anwendung einer Lochblende zu unterdrücken⁵⁹. Durch die Entwicklung in der Lasertechnologie konnte sich das Verfahren in den darauffolgenden Jahren etablieren⁸¹. In Abbildung 3.3 ist das Funktionsprinzip schematisch dargestellt. Als Objekt ist hier eine Zahnoberfläche gezeigt. Durch eine

Lichtquelle wird ein Lichtstrahl erzeugt, der über ein Objektiv auf das Objekt projiziert wird. Dieser Lichtstrahl wird an der zu erfassenden Oberfläche des Objektes reflektiert und fällt auf einen hinter einer Lochblende liegenden Detektor. Dabei werden nur die Lichtstrahlen detektiert, die von innerhalb der Fokusebene liegenden Objekten reflektiert werden. Reflektiertes Licht von Objekten vor oder hinter der Fokusebene kann die Lochblende nicht passieren^{59, 81, 130}. Über die Linse des Objektivs kann der Abstand zur Fokusebene eingestellt werden. Durch das beschriebene Messprinzip wird die Höhe (z-Koordinate) eines Bildpunktes ermittelt. Um die dreidimensionale Position des Objektes erfassen zu können, werden ebenfalls die x- und y-Koordinate benötigt. Dafür müssen, zum Erfassen von intraoralen Strukturen und zur Vermeidung von Bewegungsartefakten, das Objektiv über das Objekt bewegt und Bilder mit einer geringen Aufnahmezeit aufgezeichnet werden⁴⁷. Dabei entsteht ein zusammengefügt dreidimensionales Bild aus Bilderstapeln, die hohe Datenmengen aufweisen. Zur Datenverarbeitung wird, im Vergleich zu anderen Intraoralscannern, ein größerer Scankopf benötigt¹³⁰.

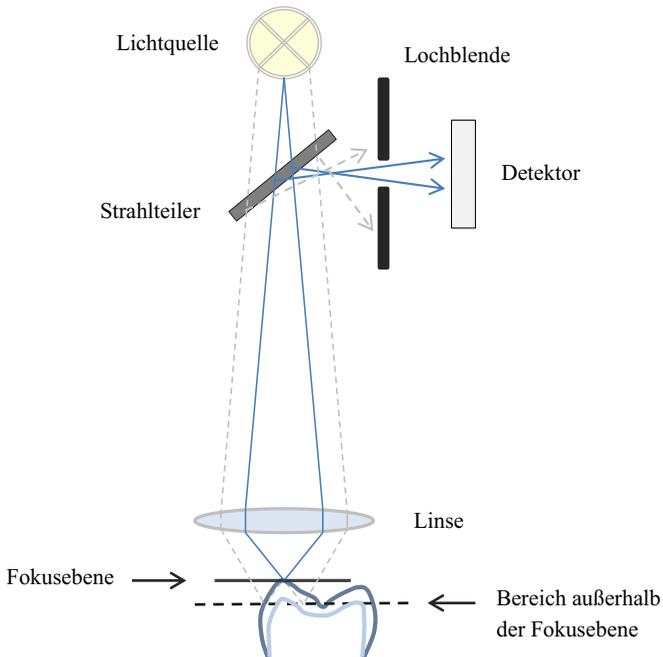


Abb. 3.3: Prinzip der konfokalen Mikroskopie

Weitere Aufnahmeprinzipien

Neben der beschriebenen konfokalen Höhenbestimmung werden unter anderem das Prinzip der *optischen Triangulation* und das Messprinzip basierend auf dem sogenannten „*Wavefront Sampling*“ in derzeit genutzten Systemen verwendet.

Bei dem Messprinzip der *optischen Triangulation* wird ein Reflexionswinkel durch einen Detektor erfasst, der sich je nach Objektabstand ändert. Anhand dessen kann die dreidimensionale Position des Objektes berechnet werden. Die Reflexion entsteht durch einen von der Objektoberfläche zurückgeworfenen Lichtstrahl, der zuvor durch einen Projektor erzeugt wurde. Der Abstand zwischen Projektor und Detektor darf nicht verändert werden. Zur Erfassung von Oberflächen mit komplexem Höhenprofil (wie beispielsweise der Zahnoberfläche) kann die Projektion eines Streifenlichtmusters angewandt werden. Die unebene Fläche führt zu einer Verzerrung der Linien und somit zu einer präziseren Darstellung der Strukturen. Bei der Anwendung von älteren Geräten ist eine Konditionierung der zu scannenden Oberfläche nötig, um eine einheitliche Reflexion der Lichtstrahlen zu gewährleisten. Durch Erweiterung des Lichtstreifenspektrums und des Aufnahmemodus arbeiten Geräte der neueren Generation heutzutage puderfrei (z. B. *Cerec Omnicam*)^{81, 130}.

Bei einer Aufnahme mit Hilfe des „*Wavefront Sampling*“-Messprinzips ist eine leichte Bestäubung der zu erfassenden Oberfläche mit einem Puder aus Titandioxidpartikeln notwendig. Höhenunterschiede werden berechnet, indem die Größe des durch einen Puderpartikel dargestellten Bildpunktes je nach Abstand zur Fokusebene auf dem Bildwandler unterschiedlich dargestellt wird. Dieses Verfahren wird durch ein optisches Triangulationsprinzip ergänzt. Dabei wird die zu scannende Oberfläche durch verschiedene Kameras im Scankopf aus mehreren Perspektiven erfasst^{44, 81, 146}.

Neben diesen Möglichkeiten der *direkten Digitalisierung* ist ebenfalls eine *indirekte Digitalisierung* der Patientensituation möglich. Das aus einer konventionellen Abformung entstandene Gipsmodell oder die Abformung selbst können extraoral digitalisiert werden¹⁵⁹. Dafür kann entweder ein mechanischer Scanner oder ein optischer Laborscanner verwendet werden¹⁵. Diese Digitalisierung stellt den ersten Schritt einer Prozesskette dar, die man auch als „digitalen Workflow“ bezeichnet⁵³. Grundlage für die Umsetzung dieses Arbeitsablaufes und einer vorrangig digitalen Fertigung von Zahnersatz ist die in der Zahnmedizin bereits etablierte *CAD/CAM-Technologie*¹²⁸ (schematische Darstellung des Ablaufes in Abb. 3.5). Obwohl diese kein Hauptthema

der vorliegenden Arbeit darstellt, Intraoralscanner aber untrennbar mit dem *CAD/CAM*-Prozess verbunden sind, seien im Folgenden der Vollständigkeit halber die Prinzipien beschrieben.

3.2.3 *CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin*

CAD/CAM steht für Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (computergestützte Konstruktion/computergestützte Fertigung). *CAD* bezeichnet die virtuelle Modellation und das Design der Restauration. *CAM* beschreibt den sich anschließenden Fertigungsprozess.

Die dentalen *CAD/CAM*-Systeme können in drei Komponenten unterteilt werden^{119, 130}:

Digitalisierung (Scanner) → Software → Fertigung/Herstellung

Digitalisierungsverfahren

Die Erfassung der intraoralen Daten stellt den ersten Schritt des „digitalen Workflows“ dar. Wie bereits in Kapitel 3.2.2 beschrieben, können diese Daten über einen optischen Intraoralscanner (*direkt*) gewonnen werden, oder die Digitalisierung erfolgt über einen Zwischenschritt in Form von einer konventionellen Abformung und mit Hilfe von extraoralen Scannern (*indirekt*)^{38, 43, 158}. Bei der Verwendung von extraoralen Scannern kann entweder ein taktiles Verfahren, ähnlich dem Funktionsprinzip einer Koordinatenmessmaschine (Kapitel 4.4.3), oder ein optisches Verfahren mit Laserlicht genutzt werden¹²⁰.

Der Messobjekttoberfläche werden entsprechende Punkte (x-, y- und z-Koordinaten) in einem festgelegten Koordinatensystem zugewiesen. So wird das virtuelle Abbild des Messobjektes durch eine sogenannte Punktwolke dargestellt. Aufgrund von Unterschnitten der oralen Strukturen ist es notwendig, die Objekte aus unterschiedlichen Richtungen zu erfassen. Der so entstandene Datensatz muss daher aus mehreren Einzelaufnahmen zusammengefügt werden. Dies erfolgt durch mathematische Algorithmen und wird „*matching*“ oder „*stitching*“ bezeichnet. Bei diesem Prozess können Fehler entstehen, die als „*Matching-Fehler*“ bezeichnet werden¹⁵⁸. Vor allem beim Zusammenfügen von Bereichen mit einer geringen Oberflächenkomplexität, wie beispielsweise die Frontzahnregion oder größere Mundschleimhautbereiche, können diese Fehler vermehrt auftreten^{8, 50, 52, 127}. Die Einzelbilder werden so zusammengefügt, dass einander entsprechende Bereiche über einen *best-fit*-Algorithmus überlagert werden¹³⁸. Dabei entspre-

chen diese Bereiche den Bildpunkten der einzelnen Bilder, die bestmöglich übereinandergelegt werden können.

CAD/CAM-Software

Mit Hilfe der *CAD*-Software erfolgt die weitere Datenverarbeitung. Die Punktwolke wird in ein Flächenmodell umgewandelt. Dafür wird meist das *STL*-Datenformat (*Standard Tessellation Language*) angewendet. Drei Punkte werden zu einem Dreieck verbunden, welche die Oberfläche des Messobjektes beschreiben (Polygonisierung)¹⁴⁰. Die Abbildung 3.4 zeigt einen Ausschnitt eines Ganzkieferscans aus der vorliegenden Studie mit der Umwandlung einer Punktwolke in ein Flächenmodell (*CAD*).

Mittels der *CAD*-Software kann der Zahnersatz auf dem *CAD*-Modell entworfen werden. Je nach Software stehen verschiedene Designmöglichkeiten zur Verfügung¹²⁰. Liegen unterschiedliche Datenformate wie beispielsweise *DVT*- oder *Facescan*-Daten (näher beschrieben in Kapitel 3.2.2) vor, verknüpft die *CAD*-Software diese mit den eigentlichen dreidimensionalen Scandaten der Zahnreihen. Der Datensatz der designten Restauration wird abschließend in einen für die Fertigungseinheit (*CAM*-Software und -Hardware) lesbaren Datensatz überführt¹⁴⁰.

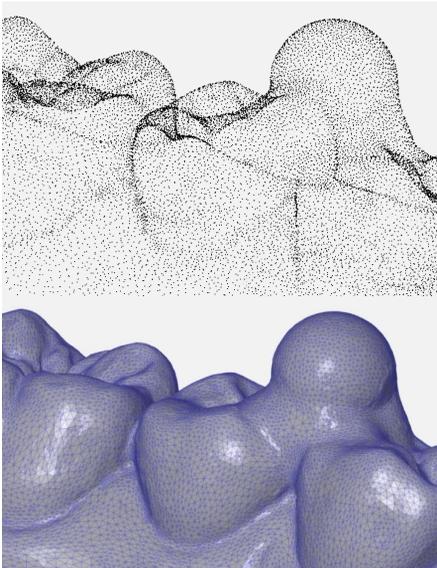


Abb. 3.4: Messkugel auf der Zahnoberfläche: Punktwolke (oben), Polygonisierung (unten)

Mit Hilfe der *CAM*-Software erfolgen die Einstellungen der Werkzeug-, Maschinen- und Materialparameter, die für den sich anschließenden Fertigungsprozess benötigt werden¹⁴⁹. Dazu zählen unter anderem das Positionieren der Konstruktionsdaten im Materialrohling, das Setzen von Haltestiften oder die Berechnung der Fräsbahnen¹⁴⁰.

Herstellungsverfahren

Für die Fertigung des Zahnersatzes stehen unterschiedliche Wege zur Verfügung. Einerseits ist es möglich, Zahnersatz in der Praxis beziehungsweise am Behandlungsstuhl (*chairside*) herzustellen. Andererseits kann die Fertigung der Restauration in einem zahntechnischen Labor erfolgen (*labside*), welches die weiteren *CAD/CAM*-Arbeitsschritte übernimmt. Es ist ebenfalls möglich, die vom Zahntechniker konstruierten Datensätze der Restauration an ein Fräszentrum zu übermitteln und dort die computergestützte Fertigung durchführen zu lassen.

Für die *CAD/CAM*-Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen stehen unterschiedliche Verfahren zur Verfügung¹²⁰. Bei sogenannten subtraktiven Verfahren wird das Werkstück durch eine *CNC*-Fräsmaschine (*Computerized Numerical Control*) aus einem Rohling herausgefräst. Dieser kann beispielsweise aus Keramik oder Metall bestehen. Die additiven Fertigungsverfahren lassen sich je nach Anfertigungsprinzip (Binde- oder Abscheidungsverfahren) in zwei Gruppen unterteilen. Dazu zählen unter anderem die Stereolithografie („punktweise Verfestigung eines Harzbades mittels Laserstrahls“¹⁴⁰), das Lasersinterverfahren (Verfestigung von Pulver durch Laserstrahl) und der 3D-Druck (Aufbau eines Modells durch Polymere und Aushärtung durch UV-Licht).

Zur besseren Übersicht sind in Abbildung 3.5 die möglichen Abläufe der *CAD/CAM*-gefertigten Herstellung von feststehendem Zahnersatz dargestellt. Es sind die Schritte des konventionellen Arbeitsablaufes im Vergleich zur digitalen Prozesskette abgebildet.

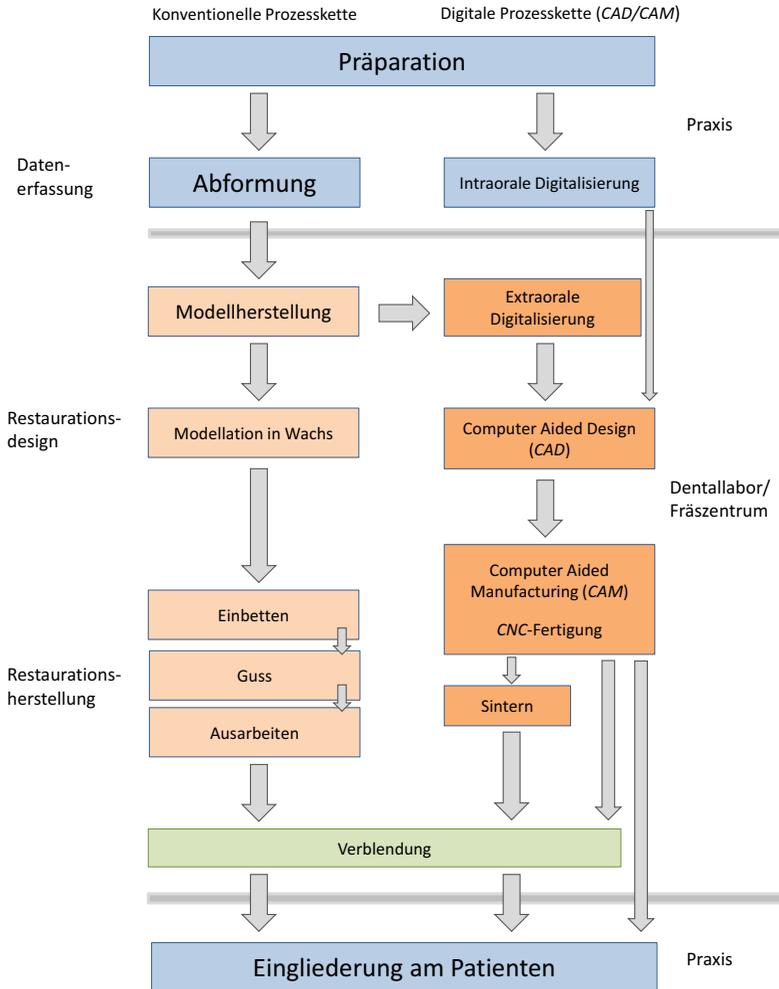


Abb. 3.5: Konventionelle und digitale Fertigung von Zahnersatz

4 Material und Methode

4.1 Methodikübersicht

In der vorliegenden Studie wurde eine mögliche elastische Deformation der Mandibula während einer maximalen Mundöffnung untersucht. Bei der Untersuchung wurden für jeden Probanden zwei Unterkieferscans mit einem Intraoralscanner und eine konventionelle Abformung mit einem Polyetherabformmaterial durchgeführt.

Es wurde eine bereits *in vivo* angewendete Methodik weiterentwickelt. *KUHR et al.*⁷⁶ entwickelten innerhalb der genannten Studie eine Positionierungsplatte, die es ermöglichte, die Mundsituation mit einer Referenz zu vergleichen. Diese Platte besaß auf einer Seite vier Fassungen für Messkugeln, die durch Magnete gehalten wurden. Mit Hilfe der Positionierungsplatte konnten die Messkugeln auf der Unterkieferzahnreihe platziert werden und dienten in der späteren Datenauswertung als Referenzpunkte.

Das Aufbringen der Kugeln auf die Zahnoberfläche erfolgte in einem Zustand der maximalen Mundöffnung des Probanden. Die Daten aus der konventionellen Abformung, die in einem Zustand einer entspannten und möglichst minimalen Mundöffnung erfolgte, konnten mit den Daten aus der Referenzmessung verglichen werden. Zusätzlich erfolgte ein Vergleich der Daten aus zwei Scandatensätzen, die in den beiden unterschiedlichen Mundöffnungsgraden durchgeführt wurden.

Durch das Kleben von Messkugeln in einem immer gleichen und vorher unter Laborbedingungen vermessenen Abstand war es möglich, die gesammelten Daten aus den Untersuchungen über die Messkugeln mit dieser bekannten Referenz zu vergleichen und so mögliche Abweichungen darzustellen. Die Abbildung 4.1 zeigt schematisch den Ablauf der Studie.

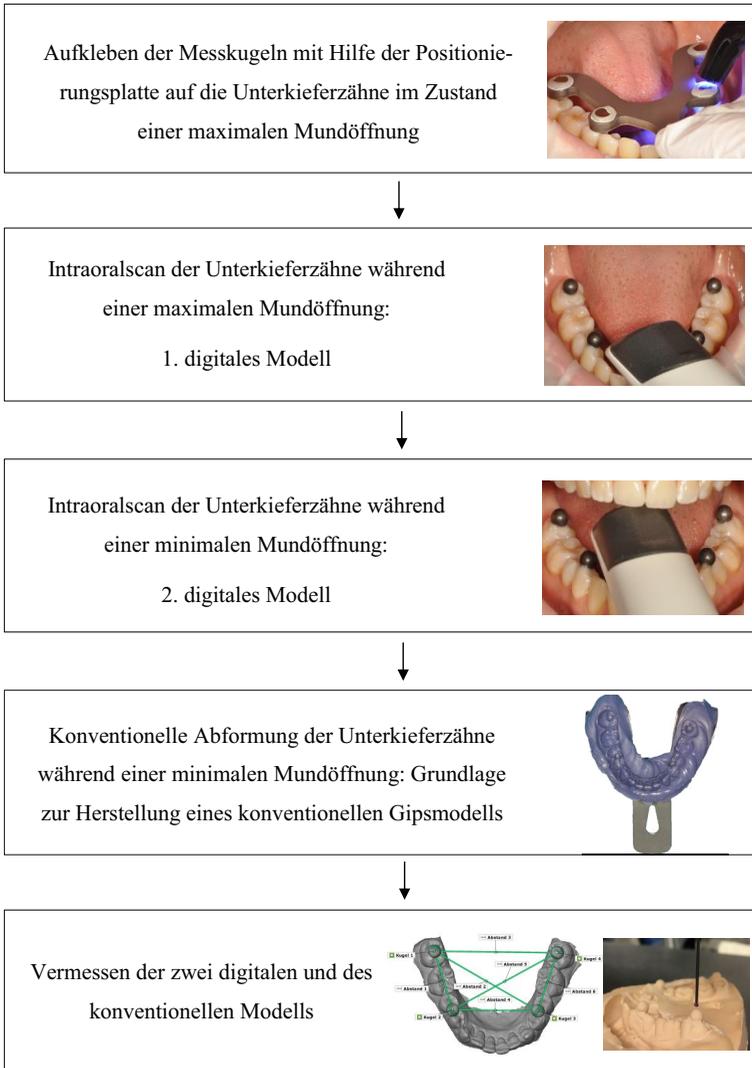


Abb. 4.1: Schematische Darstellung des Studienablaufes

4.2 Probanden

Die Untersuchungen wurden an freiwilligen Probanden der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen durchgeführt. Ein Votum der Ethik-

kommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen vom 13.05.2019 lag zu Beginn der Studie vor (siehe Anhang). Die Probanden wurden über den Ablauf der Studie vor der Untersuchung ausführlich aufgeklärt und ihre Einwilligung wurde durch ihre Unterschrift auf einem Aufklärungsbogen (siehe Anhang) eingeholt. Insgesamt nahmen 50 Probanden an der Studie teil. Die vorliegende klinische Studie ist beim Deutschen Register Klinischer Studien registriert (DRKS-ID der Studie: DRKS00017378).

4.2.1 Einschlusskriterien

Für die Teilnahme an der vorliegenden Studie mussten die Probanden im Unterkieferseitenzahnbereich vollständig bezahnt sein. Zudem war es notwendig, dass die Positionierungsplatte so auf den Zähnen ausgerichtet werden konnte, dass die Messkugeln in einer stabilen Position auf den Okklusalfächern der Zähne reversibel aufgeklebt werden konnten.

4.2.2 Ausschlusskriterien

Fehlende Seitenzähne, Zahnersatz im Seitenzahngebiet oder eine für die Positionierungsplatte nicht passende Unterkieferzahnbogenform führten zum Ausschluss der Probanden aus der Studie.

4.3 Materialien

4.3.1 Positionierungsplatte

Die in der vorliegenden Studie verwendete Positionierungsplatte wurde im Rahmen einer vorangegangenen Studie durch *KUHR et al.*⁷⁶ angefertigt. Durch das Ausmessen von unterschiedlichen Unterkiefermodellen in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik an der Justus-Liebig-Universität Gießen wurden ideale Werte zur Ausdehnung der Positionierungsplatte ermittelt, da diese bei möglichst vielen Probanden eine gute Passung aufweisen sollte. Die Platte wurde aus V2A-Stahl (WNR. 1.4301, AISI 304) hergestellt (Fa. Brethauer, Dillenburg, Deutschland) und besaß eine Dicke von 3 mm. Diese hatte eine zahnbogenähnliche Form und an der Vorderseite einen verlängerten Griff, der das Herausnehmen aus dem Munde ermöglichte. Auf der einen Seite besaß die Positionierungsplatte vier Mulden, die einen Durchmesser von 2,5 mm aufwiesen und für die Aufnahme der Messkugeln konzipiert waren. Durch vier vernickelte Neodym Schei-

benmagnete (Haftkraft: 2,85 N, Größe: 5 mm x 1 mm) (Maqna, Bräunlingen, Deutschland), die auf der anderen Seite der Platte befestigt waren, wurden die Messkugeln in ihren Fassungen gehalten. Die Abbildungen 4.2 und 4.3 zeigen die Vor- und Rückseite der Positionierungsplatte.

Die für die Herstellung der Platte zuvor festgelegten Werte (Soll) und die Werte, die später durch die Vermessung der Positionierungsplatte und Berechnung der Mundtemperatur ermittelt wurden und als Referenz für die Datenauswertung dienen (Ist), sind dem Anhang zu entnehmen. Der Vorgang der Vermessung ist in Kapitel 4.4.3 beschrieben.

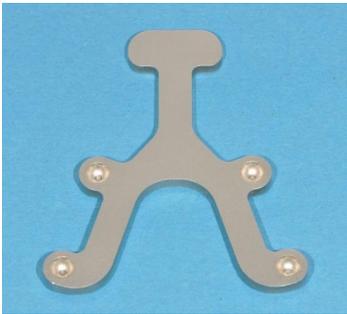


Abb. 4.2: Vorderseite der Positionierungsplatte (ohne Messkugeln)



Abb. 4.3: Rückseite der Positionierungsplatte

4.3.2 Messkugeln

Die von *KUHR et al.*⁷⁶ verwendeten Stahlkugeln aus der röntgenologischen Implantatplanung wurden durch neue Kugeln ersetzt. Es wurden hochgenaue Kugellagerkugeln (SKF, Schweinfurt, Deutschland) aus Wälzlagerstahl (Material 1.3505 100Cr6) mit ei-

nem Durchmesser von 5 mm verwendet. Diese wurden nach der Norm DIN5401 gefertigt¹. Da diese Kugeln nach ihrer Fertigung hochglanzpoliert waren, wurden sie für eine bessere Erfassung durch den Scanner mit einer Flamme eines Bunsenbrenners (*Flambierbrenner ProLine 3084*, Leifheit, Nassau, Deutschland) erhitzt und somit mattiert. Auf ein Abstrahlen mittels abrasiver Substanzen wurde verzichtet, da dies zu einer Formänderung der Kugeln führen kann und die hohe Genauigkeit der Kugeln beibehalten werden sollte. In Vorversuchen wurden mit der Positionierungsplatte jeweils zehnmal sowohl die Kugellagerkugeln als auch die Implantatkugeln auf ein Unterkiefermodell geklebt. Dieses Modell wurde mit dem Intraoralscanner *TRIOS 3* nach jedem Klebevorgang gescannt. Die Tabellen 4.1 und 4.2 zeigen die Differenzen zu den jeweiligen Referenzwerten (siehe Anhang) für die Abstände A und B (siehe Abbildung 4.4) und den entsprechenden Mittelwerten (MW) und Standardabweichungen (SD). Dabei wiesen die Kugellagerkugeln geringere Abweichungen als die Implantatkugeln auf. In Abbildung 4.4 ist die Positionierungsplatte mit den in der vorliegenden Studie verwendeten Kugellagerkugeln dargestellt.

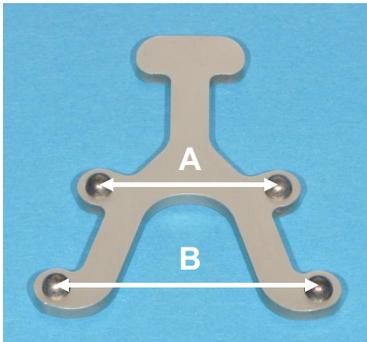


Abb. 4.4: Positionierungsplatte mit eingesetzten Kugellagerkugeln (Pfeile zeigen Abstände A und B)

Tab. 4.1: Messungen mit Kugellagerkugeln (in mm)

Messung	Abstand A	Abstand B
1	0,047	0,140
2	0,048	0,142
3	0,105	0,210
4	0,050	0,066
5	0,072	0,180
6	0,096	0,246
7	0,064	0,161
8	0,039	0,159
9	0,109	0,193
10	0,028	0,044
MW ± SD	0,066 ± 0,029	0,154 ± 0,062

Tab. 4.2: Messungen mit Implantatkugeln (in mm)

Messung	Abstand A	Abstand B
1	0,099	0,189
2	0,092	0,232
3	0,096	0,236
4	0,18	0,434
5	0,097	0,254
6	0,112	0,268
7	0,076	0,264
8	0,098	0,283
9	0,091	0,188
10	0,103	0,278
MW ± SD	0,104 ± 0,028	0,263 ± 0,069

4.3.3 Scanner

In der vorliegenden Studie wurde der Intraoralscanner *TRIOS 3* (Cart-Version) mit der Software 1.18.2.10 verwendet. In Kapitel 3.2.2 wurde bereits das Funktionsprinzip des Scanners erläutert. Die Anwendung erfolgte nach den Herstellerangaben. Um den Unterkieferzahnbogen der Probanden durch den Intraoralscanner erfassen zu können, wurde sich an den in Abbildung 4.5 abgebildeten Scanpfad gehalten.

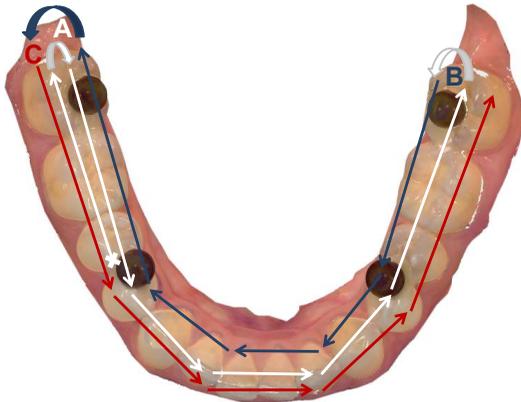


Abb. 4.5: Scanpfad Unterkiefer

4.3.4 Abformmaterial

Für die konventionelle Abformung der Unterkieferzähne wurde das Material *Impregum Penta Soft Quick* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) verwendet. Es handelt sich um ein Polyether-Abformmaterial, dessen Bestandteile und Abbindeprozess in Kapitel 3.2.1 beschrieben sind. Das Material wurde bei einer konstanten Raumtemperatur von ca. 18 °C gelagert. Die Verarbeitungszeit ab Mischbeginn betrug eine Minute und die Mundverweildauer drei Minuten (Gesamtabbindezeit vier Minuten). Das Material wurde durch das automatische Mischgerät *Pentamix 2* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) in den Metalllöffel gefüllt, welcher anschließend über die Unterkieferzähne gesetzt wurde. Bei dem Metalllöffel handelte es sich um einen zuvor ausgewählten konfektionierten Löffel, der in den Größen 1 bis 3 zur Verfügung stand. Um ein Ablösen des Abformmaterials nach dem Abbindevorgang und bei der Herausnahme aus dem Mund zu verhindern, wurde der Metalllöffel zuvor mit dem entsprechenden *Polyether-Adhesive* (3M Espe, Seefeld, Deutschland) in einer dünnen Schicht bestrichen.

4.3.5 Sonstige Materialien

Befestigungsmaterial

Für die Befestigung der Messkugeln auf den Zähnen wurde ein lichthärtendes, fließfähiges Komposit (*Grandio Flow*, Voco, Cuxhaven, Deutschland) verwendet. Dies wurde mit Hilfe eines LED-Polymerisationsgerätes (*Elipar Freelight2*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) mit einer Lichtintensität von ca. 1000 mW/cm² an jeder Kugel für mindestens 20 Sekunden ausgehärtet.

Gips

Zur Modellherstellung wurde Superhartgips Typ IV (*Fujirock EP Classic*, GC, Leuven, Belgien) verwendet.

4.4 Methoden

4.4.1 Untersuchungsablauf

Zu Beginn des Untersuchungsablaufes wurde die durch den Probanden maximal möglich einzunehmende Mundöffnung mit einer Schiebellehre gemessen. Die Mundöffnung wurde aktiv durch den Probanden ausgeführt und es wurde keine externe Kraft angewendet. Gemessen wurde zwischen den Schneidekanten der oberen und unteren Inzisiven²⁰. Diese Position wurde im weiteren Behandlungsablauf während der Fixierung der Messkugeln und des ersten Intraoralscans erneut durch den Probanden eingenommen. Als weiterer Faktor wurde das Geschlecht jedes Probanden notiert.

Kleben der Messkugeln

Zum Abhalten der Wange und Lippe des Probanden wurde eine latexfreie, flexible Halterung (*OpraGate*, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verwendet. Diese wurde bis zum Ende der Untersuchung im Mund des Probanden belassen. Zur Befestigung der Messkugeln auf der Zahnoberfläche war eine möglichst optimale Trockenlegung der Zähne notwendig. Dafür wurden lingual Watterollen platziert und die Zähne abschließend mit einem Luftpüster getrocknet.

Außerhalb des Mundes wurde das unter 4.3.5 beschriebene Befestigungsmaterial auf die bereits in der Positionierungsplatte fixierten Messkugeln aufgetragen (Abb. 4.6). Anschließend wurde die Platte in einer zuvor ausgewählten Position in den Mund des Probanden eingebracht, sodass die Messkugeln möglichst zentral auf den Okklusalfächen

der Seitenzähne auflagen. Der Proband wurde nach endgültiger Positionierung der Platte angewiesen, eine maximale Mundöffnung vorzunehmen. Daraufhin wurde das Befestigungsmaterial an jeder der vier Messkugeln für 20 Sekunden mit einer Polymerisationslampe ausgehärtet (Abb. 4.7). Es folgte die vorsichtige Abnahme der Positionierungsplatte und gegebenenfalls ein erneutes Auftragen von Befestigungsmaterial sowie anschließendes Aushärten. Die Abbildung 4.8 zeigt die abgeschlossene intraorale Fixierung der Messkugeln.



Abb. 4.6: Aufbringen des Befestigungsmaterials



Abb. 4.7: Fixieren der Messkugeln mit Hilfe der Positionierungsplatte (bei maximaler Mundöffnung)



Abb. 4.8: Messkugeln nach der intraoralen Befestigung

Digitale Abformung

Für jeden Probanden wurde ein neuer Datensatz in der Scansoftware angelegt. Um eine konstante Raumhelligkeit zu gewährleisten, wurde vor dem Scannen eine Messung mit dem Gerät *Luxmeter HT 309* (HT Instruments, Korschenbroich, Deutschland) durchgeführt und bei einer Beleuchtungsstärke von 500 Lux gescannt. Dafür wurden die Lampe der Behandlungseinheit und die Deckenbeleuchtung des Behandlungszimmers ausgeschaltet. Bevor der Scanvorgang startete, wurde der Proband erneut angewiesen, eine maximale Mundöffnung einzunehmen und diese bis zum Ende des Ganzkieferscans beizubehalten. Die Unterkieferzähne wurden nun genau nach vorgegebenen Scanprotokoll mit dem Scankopf des Intraoralscanners gescannt (Abb. 4.9). Zuerst wurden die Okklusalflächen aufgenommen, beginnend im 4. Quadranten und fortlaufend zum 3. Quadranten. Daran anschließend folgten die Lingualflächen und zum Schluss die Vestibulärflächen der Unterkieferzähne. Nach dem Speichern der Daten erfolgte ein zweiter Scan, während der Proband eine möglichst minimale Mundöffnung vornahm. Der zweite Ganzkieferscan des Unterkiefers wurde ebenfalls gespeichert.



Abb. 4.9: Berührungsfreier Ganzkieferscan während einer maximalen Mundöffnung

Konventionelle Abformung

Zu Beginn wurde ein konfektionierter Metallöffel für den Probanden ausgewählt. Dieser sollte störungsfrei über die Unterkieferzähne platziert werden können. Um ein Abheben der Abformmasse vom Metallöffel zu verhindern, wurde dieser dünn mit *Polyether-Adhesive* bestrichen und mit Luftstrom getrocknet. Als Abformmaterial wurde die in Kapitel 4.3.4 beschriebene Polyether-Abformmasse verwendet. Diese wurde maschinell mit dem *Pentamix 2* angemischt und in den Abformlöffel eingebracht. Darauf-

hin konnte der Abformlöffel drucklos über die Unterkieferzahnreihe mit den aufgeklebten Messkugeln platziert werden. Innerhalb der vorgeschriebenen Abbindezeit von vier Minuten wurde der Löffel in der Endposition gehalten, um ein Absinken zu verhindern. Dann wurde der Abformlöffel aus dem Mund entfernt, ca. 15 Sekunden unter fließendem Wasser abgespült und für fünf Minuten in ein Desinfektionsbad (*MD 520*, Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Deutschland) gelegt. Abschließend wurde die Abformung nochmals unter Wasser abgespült und mit einem Luftpüster getrocknet. Die Abbildung 4.10 zeigt die konventionelle Abformung eines Probanden mit vier Kugelimpressionen. Falls die Kugeln nicht in der Abformung verblieben, wurden diese von den Zähnen gelöst und mögliche Kompositreste mit einem Scaler entfernt.

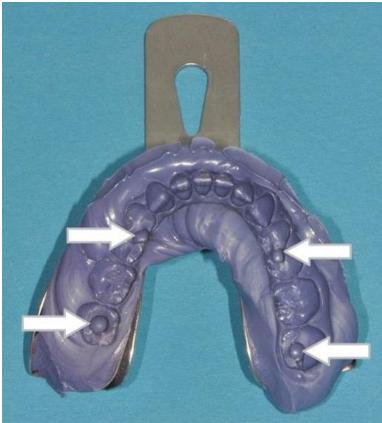


Abb. 4.10: Polyetherabformung mit Kugelimpressionen (die Pfeile beschreiben die vorherigen Positionen der Messkugeln)

4.4.2 Definitionen und Vermessungsmethoden

Für jeden der 50 Probanden wurden zwei Ganzkieferscans und ein Gipsmodell der Unterkieferzahnreihe hergestellt. Insgesamt ergab sich somit eine Anzahl von 50 Gipsmodellen und 100 digitalen Modellen. Die Analyse der Modelle wurde mit Hilfe der Messsoftware *Metrolog X4 V10 GA x64* (Metrologic Group S.A.S, Meylan, Frankreich) beziehungsweise *GOM Inspect-Software V8 SRI 2018* (GOM, Braunschweig, Deutschland) durchgeführt.

Grundlage für die Auswertung der Daten waren die zuvor intraoral aufgebrachten Messkugeln. Durch die Positionierungsplatte war es möglich, die intraorale Situation

mit einer extraoralen Laborsituation zu vergleichen. In Kapitel 4.4.3 ist beschrieben, wie diese Platte vermessen und somit ein Referenzdatensatz erstellt wurde.

In die *GOM Inspect-Software* konnten die *STL*-Datensätze der Ganzkieferscans hochgeladen werden. Durch die *best-fit*-Methode konnte eine ideale Kugel über die Kugeln der digitalen Modelle konstruiert werden. Die Kugeln der Gipsmodelle wurden durch ein Koordinatenmessgerät vermessen und in der dazugehörigen Messsoftware in einem dreidimensionalen Koordinatensystem angezeigt.

In Abbildung 4.11 sind die vier Messkugeln dargestellt, die wie folgt nummeriert sind (Ansicht auf die Magnete der Positionierungsplatte \triangleq Zustand der Positionierungsplatte während des Klebevorgangs):

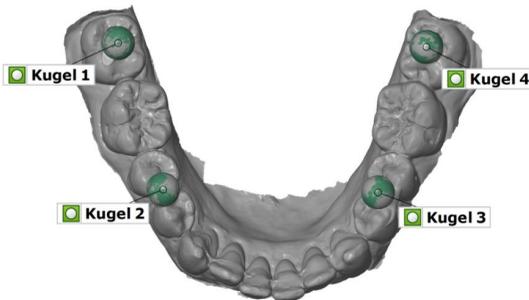


Abb. 4.11: Digitales Modell mit Messkugeln (1-4)

Kugel 1: Molarenregion im 4. Quadranten

Kugel 2: Prämolarenregion im 4. Quadranten

Kugel 3: Prämolarenregion im 3. Quadranten

Kugel 4: Molarenregion im 3. Quadranten

Alle 150 Modelle wurden auf dieselbe Weise ausgewertet:

Kugelabstände bestimmen

In der Messsoftware wurden die Kugelmittelpunkte der vier Messkugeln bestimmt und zwischen diesen die Abstände gemessen (Abb. 4.12):

Abstand 1: Kugelmittelpunkt 1 zu Kugelmittelpunkt 2 (1_2)

Abstand 2: Kugelmittelpunkt 1 zu Kugelmittelpunkt 3 (1_3)

Abstand 3: Kugelmittelpunkt 1 zu Kugelmittelpunkt 4 (1_4)

Abstand 4: Kugelmittelpunkt 2 zu Kugelmittelpunkt 3 (2_3)

Abstand 5: Kugelmittelpunkt 2 zu Kugelmittelpunkt 4 (2_4)

Abstand 6: Kugelmittelpunkt 3 zu Kugelmittelpunkt 4 (3_4)

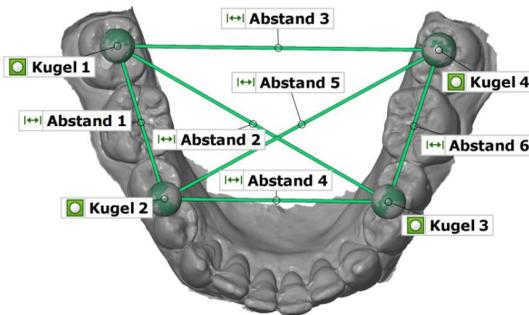


Abb. 4.12: Abstände der Kugelmittelpunkte

Winkel zwischen den Ebenen bestimmen

Durch die vier Kugelmittelpunkte konnten vier Ebenen konstruiert werden:

Ebene 1 (E1): Kugelmittelpunkt von Kugel 1, Kugel 2 und Kugel 3

Ebene 2 (E2): Kugelmittelpunkt von Kugel 1, Kugel 2 und Kugel 4

Ebene 3 (E3): Kugelmittelpunkt von Kugel 1, Kugel 3 und Kugel 4

Ebene 4 (E4): Kugelmittelpunkt von Kugel 2, Kugel 3 und Kugel 4

Zwischen den konstruierten Ebenen wurden sechs Winkel bestimmt, die durch die „Normalen“ der Ebenen berechnet werden konnten (Abb. 4.13). Eine „Normale“ ist eine Gerade, die den Normalenvektor einer Ebene als Richtungsvektor aufweist. Ein Normalenvektor beschreibt den Vektor, der orthogonal auf einer Ebene steht.

Winkel 1: Zwischen Ebene 1 und Ebene 2 (E1_E2)

Winkel 2: Zwischen Ebene 1 und Ebene 3 (E1_E3)

Winkel 3: Zwischen Ebene 1 und Ebene 4 (E1_E4)

Winkel 4: Zwischen Ebene 2 und Ebene 3 (E2_E3)

Winkel 5: Zwischen Ebene 2 und Ebene 4 (E2_E4)

Winkel 6: Zwischen Ebene 3 und Ebene 4 (E3_E4)

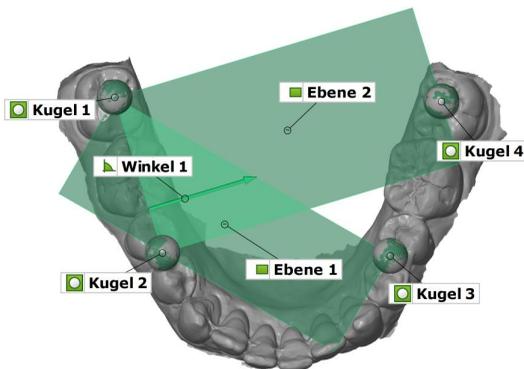


Abb. 4.13: Beispielhaft: konstruierte Ebenen (E1_E2) und Winkel 1

4.4.3 Vermessung der Positionierungsplatte (Referenz)

Zur Vermessung der Positionierungsplatte erfolgte eine Referenzmessung mit Hilfe einer Koordinatenmessmaschine.

Koordinatenmessmaschine

Zur Vermessung der Positionierungsplatte sowie der Gipsmodelle wurde die Koordinatenmessmaschine *Thome RAPID* (Thome Präzision, Messel, Deutschland) verwendet. Diese setzte sich aus einem Messtisch, einem Messtastersystem (SP25M), bestehend aus einem Tastereinsatzhalter (SM25-1) mit einer Rubintastkugel (Durchmesser 15 mm; Renishaw, Pliezhausen, Deutschland) sowie einem Rechnersystem mit einer Messsoftware zusammen. Das Messprinzip der verwendeten Koordinatenmessmaschine beruht darauf, dass der Messtaster Punkte auf der Oberfläche eines Messobjektes taktil erfasst, indem er manuell mit Hilfe eines Joysticks gesteuert wird oder Punkte durch ein zuvor geschriebenes Messprogramm antastet. Da es sich bei dem verwendeten Koordinaten-

messgerät um eine CNC (Computerized Numerical Control) -Messmaschine handelt, können Verschiebungen im dreidimensionalen Koordinatensystem (x -, y - und z -Achse) durch einen Rechner erkannt, diese mit Algorithmen verknüpft und daraus Maß- und Lageparameter von Geometrie-Elementen berechnet werden. Um diese Verschiebungswege messen zu können, benötigt das System Punkte auf der Werkstoffoberfläche, die wie oben beschrieben durch das Antasten des Werkstücks von einem Sensorsystem erstellt werden¹⁵⁷. Die Genauigkeit von Koordinatenmessmaschinen wird mit Hilfe der ISO Norm 10360 geprüft². Für die in der vorliegenden Studie verwendete Koordinatenmessmaschine (siehe Abb. 4.14) ist eine volumetrische Längenmessabweichung von $2,2\ \mu\text{m}$ bei einer Länge von $350\ \mu\text{m}$ angegeben. Die volumetrische Antastabweichung beträgt $2,0\ \mu\text{m}$. Hierbei wird eine Prüfkugel mit 25 Antastpunkten gemessen.



Abb. 4.14: Koordinatenmessmaschine Thome Präzision

Zur Vermessung der Positionierungsplatte wurde diese in einer fixierten Position auf dem Messtisch platziert. Die Messkugeln wurden in die Fassungen eingebracht und die noch herausragenden Hälften der Kugeln wurden mit Hilfe des Tastsensors manuell an fünf Punkten angetastet. Danach wurde ein Messprogramm geschrieben, welches mittels einer dynamischen Antaststrategie den Messtaster jede der vier Kugeln an 50 Punkten berühren ließ. Nach jeder Messung wurden die Kugeln aus ihrer Fassung genommen und wieder in eine andere Fassung eingesetzt. Somit wurde der Aspekt berücksichtigt, dass sich die Kugeln bei allen Probanden nicht in der exakt selben Position in der Platte befinden konnten. Insgesamt wurden zehn Messungen durchgeführt. Mit Hilfe der Messsoftware wurden die Abstände der Kugeln zueinander bestimmt, Ebenen zwischen diesen gebildet und der daraus resultierende Winkel gemessen.

4.4.4 Reproduzierbarkeit des Klebevorgangs

Vor Beginn der Studie wurde die Reproduzierbarkeit des Klebevorgangs in einem Laborversuch untersucht. Dafür wurden die Messkugeln mit Hilfe der Positionierungsplatte auf eine Granitsteinplatte geklebt. Diese Steinplatte befand sich in einer fixierten Position auf dem Messtisch des Koordinatenmessgerätes. Als Befestigungsmaterial wurde das in der Studie verwendete Komposit genutzt. Dieses wurde auf die in der Positionierungsplatte befindlichen Messkugeln aufgetragen, welche auf die Steinplatte gesetzt und für jeweils 20 Sekunden ausgehärtet wurden. Danach wurde die Positionierungsplatte vorsichtig abgehoben und die Messkugeln konnten mit Hilfe der Koordinatenmessmaschine vermessen werden. Es erfolgten insgesamt zehn Wiederholungen des beschriebenen Vorgangs. Es wurden jeweils die Abstände der vier Kugeln zueinander bestimmt und die Differenz zu den Daten der Referenzmessung ermittelt. Die Tabelle 4.3 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen dieser Differenzen.

Tab. 4.3: Untersuchung der Klebgenauigkeit (MW=Mittelwert; SD=Standardabweichung)

Abstand	1	2	3	4	5	6
MW ±	5 ± 4	10 ± 3	4 ± 3	8 ± 2	6 ± 7	5 ± 4
SD [µm]						

Der Mittelwert bei Abstand 2 zeigte mit 10 μm die größte Abweichung. Die Differenzen der anderen Abstände lagen unter diesem Wert. Somit können durch den Klebevorgang Änderungen bis 10 μm verursacht worden sein.

4.4.5 Modellherstellung und Übertragung der digitalen Modelle

Um die Kugelpositionen aus der konventionellen Abformung mit den Daten aus der Referenzmessung vergleichen zu können, mussten Gipsmodelle hergestellt werden. Dafür wurde der in Kapitel 4.3.5 beschriebene Gips verwendet. Zuvor wurde gegebenenfalls der Übergang von Befestigungsmaterial und Okklusalfäche in der Abformung mit einem Skalpell verbreitert, um ein späteres Abbrechen der Gipskugeln bei der Herausnahme des Modells aus der Abformung zu verhindern. Die Zahnkränze wurden frühestens nach Rückstellung des Abformmaterials nach 30 Minuten auf einem Gipsrüttler (*Vibromaster*, Bego, Bremen, Deutschland) mit Gips befüllt und im selben Schritt gesockelt. Dafür wurde zuvor der Gips nach dem vom Hersteller angegebenen Mengenverhältnis mit destilliertem Wasser angemischt: zuerst 15 Sekunden mit einem Gipsspatel von Hand und anschließend für 45 Sekunden in einem automatischen Vakuummischgerät (*Multivac compact*, DeguDent, Haunau). Nach 40 Minuten wurde das Modell gemäß Herstellerangaben entformt. Die Modelle wurden in Laborräumen mit kontrollierter Luftfeuchtigkeit von $40\% \pm 10\%$ und einer Raumtemperatur von $22\text{ }^\circ\text{C} \pm 1\text{ }^\circ\text{C}$ gelagert. Auf ein Trimmen der Modelle wurde zur Vermeidung einer Wasseraufnahme des Gipses verzichtet. Da mit geringfügigen Dimensionsveränderungen durch maximale Expansion und die sich anschließende Schrumpfungsphase des Gipses gerechnet werden musste, wurde eine Lagerungszeit von 5-7 Tagen eingehalten, bevor die Modelle vermessen wurden¹³².

Die Scandatensätze der Probanden wurden nach der Untersuchung im *STL*-Dateiformat von dem Scanner auf einen Arbeitscomputer übertragen. Dort konnten die digitalen Modelle in der Messsoftware geladen und ausgewertet werden.

4.4.6 Vermessen der Gipsmodelle

Die Gipsmodelle wurden in eine fixierte Position auf den Messtisch des Koordinatenmessgerätes gebracht. Die in Gips dargestellten Kugeln wurden jeweils an acht möglichst weit auseinanderliegenden Punkten manuell angetastet. Dieser Vorgang ist in der Abbildung 4.15 dargestellt. Jedes Gipsmodell wurde zehn Mal vermessen. Die Vermessung der Kugeln erfolgte, wie in Kapitel 4.4.2 erläutert, in der *Metrolog*-Software. Die-

se errechnete die Kugelmittelpunkte. Daraufhin konnten insgesamt sechs Abstände zwischen diesen Mittelpunkten gemessen werden. Außerdem wurden vier Ebenen gebildet, die durch jeweils drei Kugelmittelpunkte definiert waren. Zwischen diesen Ebenen wurde der Winkel gemessen. Das beschriebene Vermessungsverfahren wurde sowohl mit jedem Modell (50 Gipsmodelle und 100 digitale Modelle) als auch mit dem Referenzdatensatz durchgeführt.

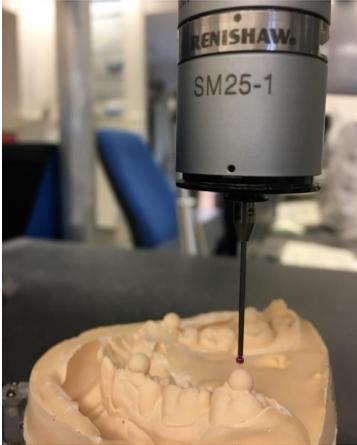


Abb. 4.15: Gipsmodell und Messtaster

4.4.7 Vermessen der digitalen Modelle

Die digitalen Modelle wurden im *STL*-Dateiformat in die *GOM Inspect-Software* geladen. Die Kugeln wurden separat markiert und mit Hilfe des Gauß'schen *best-fit*-Algorithmus eine ideale Kugel über die Punktwolke der digitalen Messkugeln konstruiert. So war es möglich, dasselbe Vermessungsverfahren wie auch in der *Metrolog*-Software anzuwenden.

4.4.8 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software *IBM SPSS Statistics (Version 25)*. Es erfolgte eine externe statistische Beratung durch Herrn Dr. Johannes Herrmann (Statistikberatung, Gießen).

Die gemessenen Abstände und Winkel wurden von den entsprechenden Referenzwerten subtrahiert. Die Mehrzahl der resultierenden Differenzwerte der Abstandsmessung zeig-

te eine negative Abweichung, sie waren also größer als der entsprechende Referenzwert. Für eine bessere Übersichtlichkeit wurden die Differenzen mit (-1) multipliziert. So entsprachen positive Differenzen einer Vergrößerung der Abstände und negative Differenzen einer Verkleinerung. Dies diente der grafischen Darstellung der gemessenen Werte.

Für die deskriptive Statistik sowie für die statistische Auswertung der Abstands- und Winkelmessung wurde mit den Beträgen der Differenzen gerechnet (Absolutwerte).

Die Testung auf Normalverteilung erfolgte nach Shapiro-Wilk sowie Kolmogorov-Smirnov mit Lilliefors-Korrektur.

Zur Anwendung kamen für die Testung auf Mittelwertunterschiede zwischen unterschiedlichen Abständen und Winkeln bei gleichen Bedingungen (Scan max. Mundöffnung/Scan min. Mundöffnung/Konventionelle Abformung) sowie zwischen unterschiedlichen Bedingungen bei gleichen Abständen und Winkeln paarweise T-Tests für abhängige Stichproben. Bei erheblicher Verletzung der Testvoraussetzungen aufgrund von Ausreißern kam der Wilcoxon-Test zur Anwendung.

Die Prüfung der mittleren Messwerte gegen Null erfolgte mittels Ein-Stichproben-T-Test oder, wo die Daten deutlich von einer Normalverteilung abwichen, mittels Vorzeichen-Test.

Zu allen Tests wurde ein standardisierter Effektstärketest angewendet. Das Effektstärkemaß r berechnet sich für den T-Test nach folgender Formel:

$$r = \sqrt{\left(\frac{t^2}{t^2 + df}\right)}$$

„ t “ ist der Wert, der in der t -Verteilung nachgeschlagen wird, um den p -Wert zu berechnen. „ df “ geben die Freiheitsgrade (*degrees of freedom*) an.

Für den Wilcoxon- und Vorzeichen-Test berechnet sich das Effektstärkemaß r nach folgender Formel:

$$r = \frac{|z|}{\sqrt{N}}$$

„ z “ ist die standardisierte Teststatistik. „ N “ ist die Anzahl der Probanden (in der vorliegenden Studie $N = 50$).

Die Interpretation erfolgte nach den Vorschlägen von *KÜHNEL und KREBS*⁷⁵: $r < 0,2$ gilt als schwacher Zusammenhang, r zwischen $0,2$ und $0,5$ als mittlerer und $r > 0,5$ als starker Zusammenhang.

Das Signifikanzniveau (Irrtumswahrscheinlichkeit) wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Zur besseren Übersicht wurden Boxplot-Diagramme erstellt.

Die Werte der gemessenen Mundöffnung jedes Probanden und die Differenzen bei gleichen Abständen und Winkeln wurden bei Abweichung von einer Normalverteilung anhand des Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten (r_s) auf ihre Korrelationen untersucht. Die Interpretation der Höhe erfolgte analog zur Interpretation des Effektstärkemaßes r .

Zur Untersuchung eines statistisch signifikanten Unterschiedes zwischen den Geschlechtern (weiblich, männlich) der Probanden wurde die Mittelwertgleichheit der Differenzen der beiden Gruppen mit Hilfe eines T-Tests bei unabhängigen Stichproben geprüft und die Varianzgleichheit mit dem Levene-Test untersucht.

5 Ergebnisse

Es wurden insgesamt 150 digitale und konventionelle Modelle von 50 Probanden ausgewertet. Die Ergebnisse werden in derselben Reihenfolge aufgelistet, in der auch die Abformungen in der Untersuchung erfolgten. Nach einer Fixierung der Messkugeln bei einer maximal möglichen Mundöffnung folgte der erste Intraoralscan bei ebenfalls maximaler Mundöffnung, gefolgt von dem zweiten Intraoralscan bei einer minimal möglichen Mundöffnung. Abschließend wurde die konventionelle Abformung bei einer minimal möglichen Mundöffnung durchgeführt (siehe Abb. 4.1).

Für eine bessere Übersicht der Abweichungen der einzelnen Abstände sind zunächst die Mittelwerte (arithmetisches Mittel) und Standardabweichungen tabellarisch dargestellt (MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung). Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Winkelabweichungen sind für alle sechs Winkel zusammengefasst.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse der Abstands- und Winkelmessungen mittels paarweiser T-Tests sind ebenfalls in Tabellen dargestellt.

Ein p -Wert $< 0,05$ steht für einen signifikanten (ab $p < 0,001$ hochsignifikanten) Unterschied. Nicht signifikante Unterschiede ($p \geq 0,05$) sind ebenfalls angegeben. Ein r -Wert $> 0,5$ gibt einen starken Zusammenhang an.

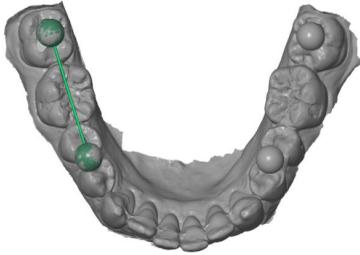
5.1 Abstands- und Winkelmessung

Zu Beginn werden die Ergebnisse der Abstandsmessung dargestellt. Danach folgen die Ergebnisse der Winkelmessung.

5.1.1 *Abstände*

Abstand 1

Die Abweichungen für Abstand 1 wiesen für die beiden Intraoralscans keinen signifikanten Unterschied auf ($p = 0,913$). Zwischen dem Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung und der konventionellen Abformmethode zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p = 0,006$). Der Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung zeigte für diese Abstandsmessung die geringsten Abweichungen zur Referenz. Ähnliche Werte für Mittelwert und Standardabweichung zeigte der Intraoralscan bei maximaler Mundöffnung. Die konventionelle Abformung wies für diesen Abstand die höchste Abweichung zur Referenz auf (Tab. 5.1 und Tab. 5.2).



Tab. 5.1: Abweichungen Abstand 1

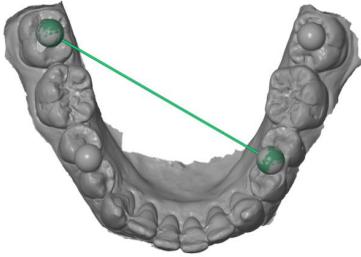
Abformmethode	MW \pm SD [μ m]
Scan max. Mundöffnung	20 \pm 15
Scan min. Mundöffnung	19 \pm 16
Konventionelle Abformung	32 \pm 23

Tab. 5.2: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung \leftrightarrow	Scan min. Mundöffnung \leftrightarrow
	Scan min. Mundöffnung	Konventionelle Abformung
p-Wert	0,913	0,006
r-Wert	0,016	0,380

Abstand 2

Bei den Abweichungen für Abstand 2 unterschieden sich die beiden Intraoralscans bei unterschiedlichen Mundöffnungsgraden nicht signifikant voneinander ($p = 0,513$). Der Intraoralscan und die konventionelle Abformung bei selber Mundöffnung unterschieden sich hochsignifikant voneinander ($p < 0,001$). Die konventionelle Abformung zeigte bei dieser Abstandsmessung die geringsten Abweichungen zur Referenz, gefolgt von dem Intraoralscan bei maximaler Mundöffnung und zuletzt dem Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung (Tab. 5.3 und Tab. 5.4).



Tab. 5.3: Abweichungen Abstand 2

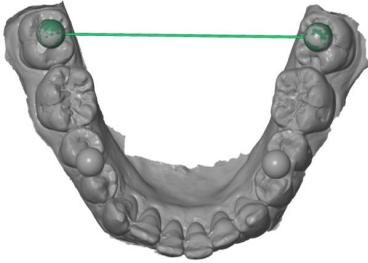
Abformmethode	MW \pm SD [μm]
Scan max. Mundöffnung	70 \pm 48
Scan min. Mundöffnung	76 \pm 52
Konventionelle Abformung	38 \pm 32

Tab. 5.4: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 2

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung \leftrightarrow	Scan min. Mundöffnung \leftrightarrow
	Scan min. Mundöffnung	Konventionelle Abformung
p-Wert	0,513	< 0,001
r-Wert	0,094	0,609

Abstand 3

Zwischen den Abweichungen des Intraoralscans und der konventionellen Abformung bei minimaler Mundöffnung konnte für den Abstand 3 ein hochsignifikanter Unterschied festgestellt werden ($p < 0,001$). Die Abweichungen beider Intraoralscans unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p = 0,376$). Auch bei dieser Abstandsmessung zeigte die konventionelle Abformung die niedrigste Abweichung zum Referenzwert. Der Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung zeigte geringere Abweichungen zur Referenz als der Intraoralscan bei maximaler Mundöffnung (Tab. 5.5 und Tab. 5.6).



Tab. 5.5: Abweichungen Abstand 3

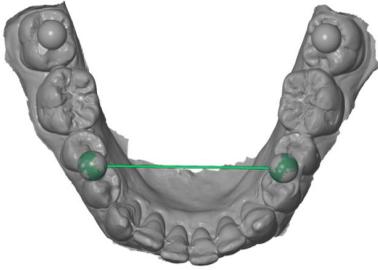
Abformmethode	MW \pm SD [μ m]
Scan max. Mundöffnung	145 \pm 86
Scan min. Mundöffnung	132 \pm 90
Konventionelle Abformung	60 \pm 52

Tab. 5.6: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 3

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung \leftrightarrow	Scan min. Mundöffnung \leftrightarrow
	Scan min. Mundöffnung	Konventionelle Abformung
p-Wert	0,376	< 0,001
r-Wert	0,127	0,626

Abstand 4

Der paarweise Vergleich der beiden Intraoralscans bei unterschiedlichen Mundöffnungsgraden zeigte bei Abstand 4 keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,760$). Zwischen dem Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung und der konventionellen Abformung ergab der Vergleich einen hochsignifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Abformmethoden ($p < 0,001$). Die geringsten Abweichungen zur Referenz lieferte die konventionelle Methode. Beide Intraoralscans zeigten ähnliche Abweichungen, wobei der Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung die geringeren Abweichungen aufwies, die digitale Abformung bei maximaler Mundöffnung allerdings die niedrigere Standardabweichung zeigte (Tab. 5.7 und Tab. 5.8).



Tab. 5.7: Abweichungen Abstand 4

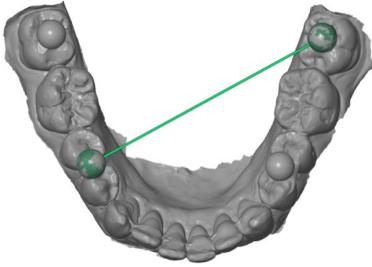
Abformmethode	MW \pm SD [μm]
Scan max. Mundöffnung	68 \pm 48
Scan min. Mundöffnung	65 \pm 49
Konventionelle Abformung	34 \pm 30

Tab. 5.8: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 4

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung
	\leftrightarrow	\leftrightarrow
	Scan min. Mundöffnung	Konventionelle Abformung
p-Wert	0,760	< 0,001
r-Wert	0,044	0,504

Abstand 5

Bei den Abweichungen für den Abstand 5 unterschieden sich erneut die digitale und konventionelle Abformung bei minimaler Mundöffnung hochsignifikant voneinander ($p < 0,001$). Die Abweichungen der beiden Intraoralscans bei unterschiedlichen Mundöffnungsgraden zeigten im Vergleich keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,170$). Die konventionelle Abformung zeigte bei dieser Abstandsmessung die geringsten Abweichungen zur Referenz, gefolgt von dem Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung und zuletzt dem Intraoralscan bei maximaler Mundöffnung (Tab. 5.9 und Tab. 5.10).



Tab. 5.9: Abweichungen Abstand 5

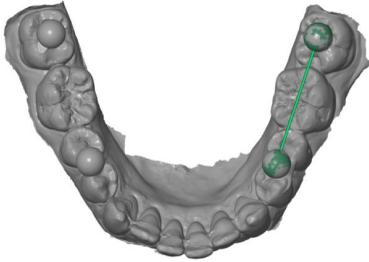
Abformmethode	MW ± SD [μm]
Scan max. Mundöffnung	111 ± 68
Scan min. Mundöffnung	95 ± 67
Konventionelle Abformung	39 ± 29

Tab. 5.10: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 5

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung
	↔	↔
	Scan min. Mundöffnung	Konventionelle Abformung
p-Wert	0,170	< 0,001
r-Wert	0,195	0,616

Abstand 6

Die Abweichungen für Abstand 6 wiesen zwischen den digitalen Abformungen bei unterschiedlicher Mundöffnung keinen signifikanten Unterschied auf ($p = 0,091$). Der paarweise Vergleich des Intraoralscans bei minimaler Mundöffnung und der konventionellen Abformung zeigte für diese Abstandsmessung ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den Abformmethoden ($p = 0,426$). Alle drei Abformmethoden zeigten für diesen Abstand ähnliche Abweichungen zur Referenz und teilweise identische Standardabweichungen, wobei der Intraoralscan bei maximaler Mundöffnung die geringsten Abweichungen aufwies, gefolgt von dem Intraoralscan bei minimaler Mundöffnung und der konventionellen Abformung (Tab. 5.11 und Tab. 5.12).



Tab. 5.11: Abweichungen Abstand 6

Abformmethode	MW \pm SD [μm]
Scan max. Mundöffnung	22 \pm 18
Scan min. Mundöffnung	25 \pm 17
Konventionelle Abformung	28 \pm 17

Tab. 5.12: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 6

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung \leftrightarrow	Scan min. Mundöffnung \leftrightarrow
	Scan min. Mundöffnung	Konventionelle Abformung
p-Wert	0,091	0,426
r-Wert	0,239	0,114

Die Abbildung 5.1 zeigt ein Boxplot-Diagramm, das die Abweichungen zur Referenz für alle sechs Abstände von beiden digitalen Abformungen grafisch darstellt. Die Abweichungen aller sechs Abstände der konventionellen Abformung und des Intraoralscans bei minimaler Mundöffnung sind in Abbildung 5.2 anhand eines Boxplot-Diagramms dargestellt.

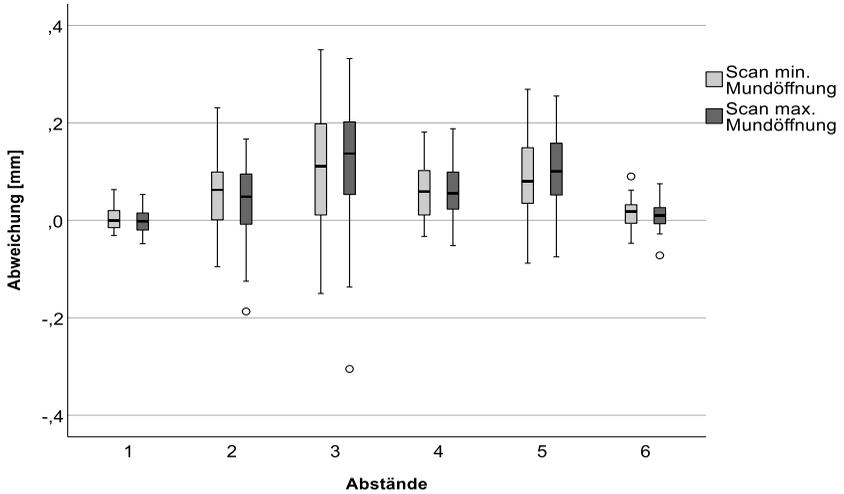


Abb. 5.1: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Abstände der beiden digitalen Abformungen

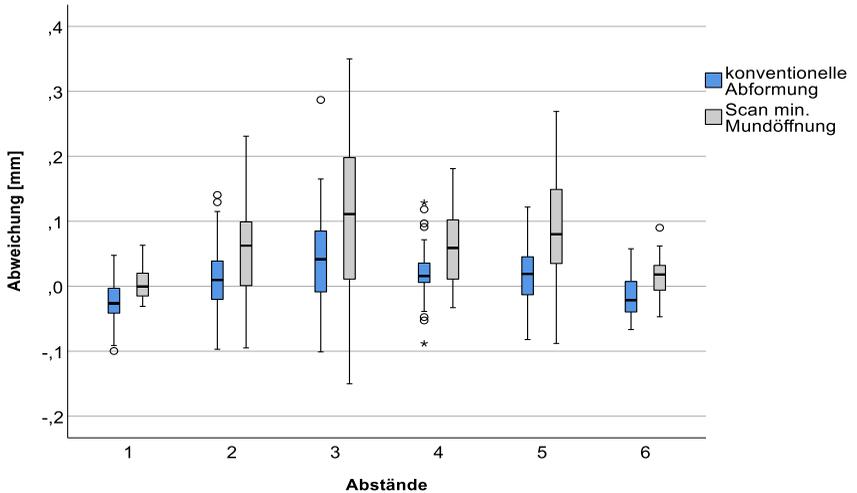


Abb. 5.2: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Abstände der konventionellen und digitalen Abformung bei minimaler Mundöffnung

5.1.2 Winkel

Tabelle 5.13 zeigt die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) aller sechs Winkel (in Grad °).

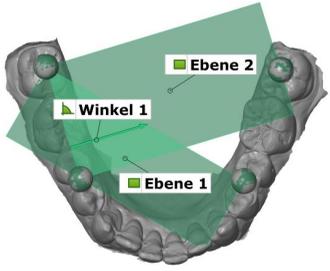
Tab. 5.13 Abweichungen der Winkel (1-6)

Winkel [°]:	1	2	3	4	5	6
Scan max.	0,21 ±	0,41 ±	0,42 ±	0,29 ±	0,41 ±	0,21 ±
Mundöffnung	0,16	0,30	0,31	0,22	0,30	0,16
MW ± SD						
Scan min.	0,18 ±	0,35 ±	0,35 ±	0,25 ±	0,35 ±	0,18 ±
Mundöffnung	0,15	0,29	0,30	0,21	0,29	0,15
MW ± SD						
Konventionelle Abformung	0,08 ± 0,14	0,15 ± 0,27	0,15 ± 0,28	0,11 ± 0,19	0,15 ± 0,27	0,10 ± 0,14
MW ± SD						

Die Abweichungen aller sechs Winkel waren zwischen beiden Intraoralscans nicht signifikant unterschiedlich ($p \geq 0,05$). Die Winkeländerung zwischen dem Intraoralscan und der konventionellen Abformung bei minimaler Mundöffnung zeigten bei allen Winkeln hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Im Folgenden sind die statistischen Analysen der einzelnen Winkel aufgeführt (Tab. 5.14 – Tab. 5.19).

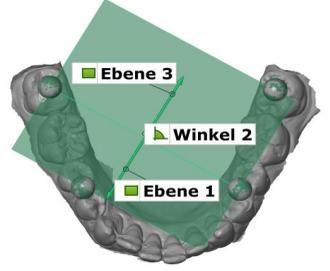
Winkel 1

Tab. 5.14: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 1

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung ↔ Scan min. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung ↔ Konventionelle Abformung	
p-Wert	0,060	< 0,001	
r-Wert	0,266	0,619	

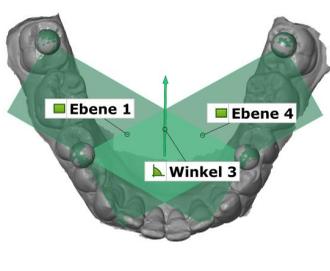
Winkel 2

Tab. 5.15: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 2

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung ↔ Scan min. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung ↔ Konventionelle Abformung	
p-Wert	0,059	< 0,001	
r-Wert	0,267	0,622	

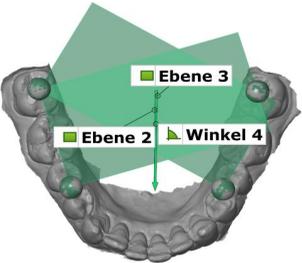
Winkel 3

Tab. 5.16: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 3

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung ↔ Scan min. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung ↔ Konventionelle Abformung	
p-Wert	0,056	< 0,001	
r-Wert	0,269	0,622	

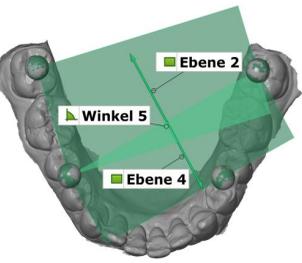
Winkel 4

Tab. 5.17: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 4

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung ↔ Scan min. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung ↔ Konventionelle Abformung	
p-Wert	0,057	< 0,001	
r-Wert	0,268	0,623	

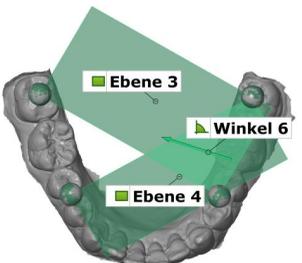
Winkel 5

Tab. 5.18: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 5

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung ↔ Scan min. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung ↔ Konventionelle Abformung	
p-Wert	0,058	< 0,001	
r-Wert	0,267	0,621	

Winkel 6

Tab. 5.19: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 6

Gepaarte Differenzen von:	Scan max. Mundöffnung ↔ Scan min. Mundöffnung	Scan min. Mundöffnung ↔ Konventionelle Abformung	
p-Wert	0,056	< 0,001	
r-Wert	0,270	0,619	

Die Abbildungen 5.3 und 5.4 zeigen die Winkeländerungen aller sechs Winkel jeweils bei dem Vergleich der digitalen Abformungen und der digitalen und konventionellen Methode bei minimaler Mundöffnung.

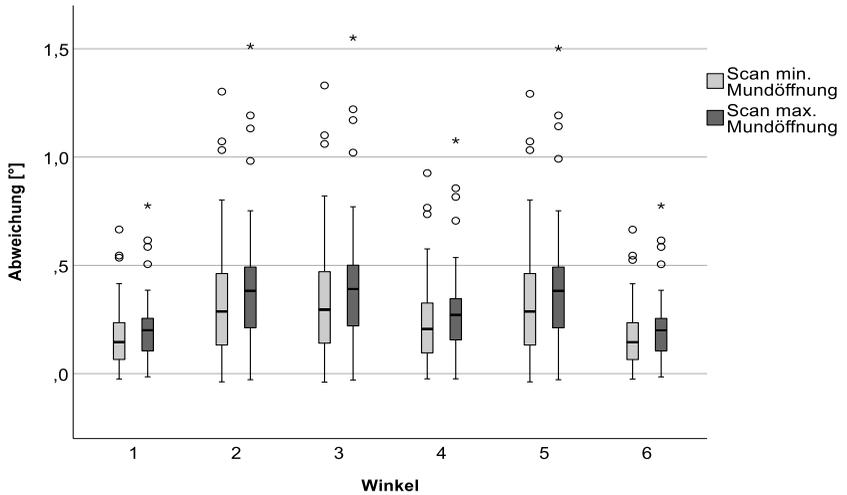


Abb. 5.3: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Winkel der beiden digitalen Abformungen

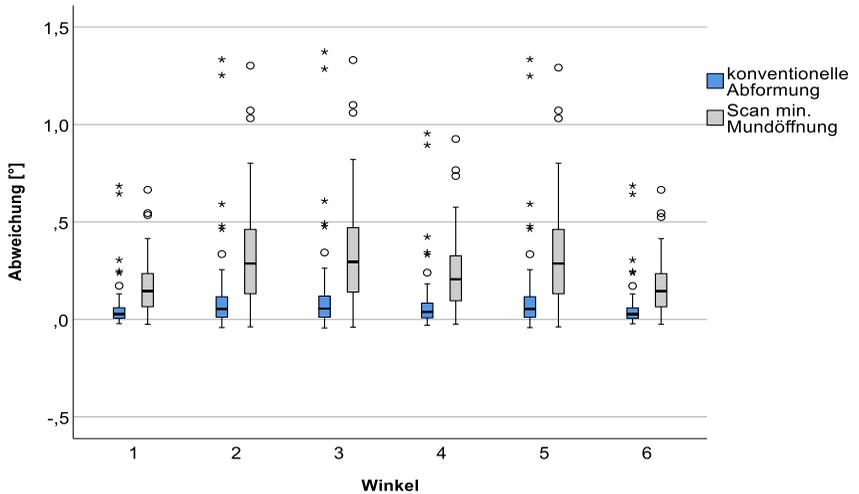


Abb. 5.4: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Winkel der konventionellen und digitalen Abformung bei minimaler Mundöffnung

5.2 Maximale Mundöffnung und Geschlecht der Probanden

Die nichtparametrischen Tests zwischen den Mundöffnungswerten der Probanden und den Differenzen der Abstände und Winkel zeigten einen schwachen ($r_s < 0,2$) bis einzeln einen mittleren Zusammenhang ($0,2 \leq r_s \leq 0,5$).

Die statistische Analyse des Geschlechtes der Probanden (weiblich, männlich) zeigte nur schwache und nicht signifikante Unterschiede zwischen den Abweichungen.

5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass für die Abstands- und Winkelmessung kein signifikanter Unterschied zwischen der digitalen Abformung bei einer maximalen Mundöffnung und der digitalen Abformung bei einer minimalen Mundöffnung festzustellen war. Die anfänglich aufgestellte Nullhypothese, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Abformungen besteht, kann mit den vorliegenden Daten nicht bestätigt werden.

Zwischen der digitalen und konventionellen Abformung bei gleichen Bedingungen (Position der Kugeln, Mundöffnungsgrad) konnte bis auf eine Abstandsmessung (Abstand 6) ein signifikanter Unterschied gezeigt werden. Die Abstände des Intraoralscans bei minimaler Mundöffnung wurden im Vergleich zur konventionellen Methode insgesamt größer als die Referenz dargestellt.

Für die Abstände innerhalb eines Quadranten (Abstand 1 und Abstand 6) zeigte die digitale Abformung minimal geringere Abweichungen im Vergleich zur konventionellen Abformung. Abstände, die zwischen beiden Quadranten (Abstand 2, Abstand 3, Abstand 4 und Abstand 5) gemessen wurden, zeigten deutlich höhere Abweichungen bei den digitalen Abformungen im Vergleich zur konventionellen Methode.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methoden

6.1.1 Messmethode

Die in der vorliegenden Studie verwendete Messmethode wurde bereits in einer *in-vivo*-Studie von *KUHR et al.*⁷⁶ angewandt. Durch die aus der genannten Studie erhaltenen Ergebnisse zeigte sich, dass die verwendete Positionierungsplatte mit verwendeten Kugeln als Messobjekten klinisch anwendbar ist. Wie bereits in Kapitel 4.3.2 beschrieben, ließen sich durch die in der vorliegenden Studie als Messkugeln verwendeten Kugellagerkugeln mit hoher Rundheit höhere Messgenauigkeiten erzielen. Auch in der klinischen Anwendung war die Methode umsetzbar. Die klinische Anwendung der Methodik konnte in einer aktuellen *in-vivo*-Studie bestätigt werden, in der zurzeit erhältliche Intraoralscanner auf ihre Genauigkeit bei Ganzkieferabformungen untersucht worden sind¹³⁷. *VOGEL et al.*¹⁵⁴ zeigten in einer *in-vitro*-Studie ebenfalls die Anwendbarkeit von Kugeln als geeignete Referenz. Ergänzend zu der Studie von *KUHR et al.*⁷⁶ wurde der Temperaturanstieg, der beim Wechsel von Raum- zur Mundsituation entsteht, bei der Erstellung des Referenzdatensatzes mit einbezogen. Da die Positionierungsplatte aus Edelstahl besteht, kann von einer Ausdehnung des Materials bei einer Temperaturerhöhung ausgegangen werden. Der stoffspezifische Wärmeausdehnungskoeffizient wurde berechnet und die aus der Referenzmessung (beschrieben in Kapitel 4.4.3) erhaltenen Daten um die berechnete Ausdehnung korrigiert. In einer *in-vivo*-Studie von *KAMEYAMA et al.*⁶⁹ wurde im Zuge einer Untersuchung von mehreren intraoralen Trockenlegungsmethoden die Mundtemperatur bei verschiedenen Probanden gemessen. Der höchste gemessene Wert lag bei 34 °C, was durch eigene Vorversuche bestätigt werden konnte. Aus diesem Grund wurde der Berechnung eine Mundtemperatur mit diesem Wert zugrunde gelegt. Die größte Wärmeausdehnung für die längste Distanz (Abstand 3) betrug nach dieser Berechnung 8 µm und lag somit innerhalb der Messtoleranz.

Extern vermessene Referenzen wurden bereits in mehreren *in-vitro*-Studien angewendet. *GÜTH et al.*⁵⁴ nutzten zur Untersuchung von digitalen Ganzkieferabformungen einen die Quadranten verbindenden Metallsteg, der in einem Unterkiefermodell befes-

tigt war. Dieser wurde, wie auch in der vorliegenden Studie, zuvor durch eine Koordinatenmessmaschine vermessen, um einen Referenzdatensatz zu generieren. Die Seitenflächen des Metallstegs waren so gestaltet, dass Abweichungen in x-, y- und z-Richtung sowie Winkelabweichungen bestimmt werden konnten. Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie konnte allerdings ein immer gleich ausgerichtetes Koordinatensystem bei den verschiedenen Messungen angelegt werden und somit die Richtung der Abweichungen bestimmt werden. Allerdings wurde dabei die Änderung der Mund- zur Raumtemperatur nicht mit einberechnet.

Bisher konnte in keiner *in-vivo*-Studie eine Methode gezeigt werden, mit der Richtungsabweichungen klinisch untersucht werden können. Allerdings konnte in der vorliegenden Studie erstmals mit Hilfe eines Referenzschlüssels und Intraoralscanners eine mögliche elastische Deformation der Mandibula untersucht werden. *O'TOOLE et al.*¹⁰⁸ verglichen unterschiedliche Ausrichtungsmethoden zur Auswertung von Scandaten und zeigten sowohl signifikant geringere Fehler der Ausrichtung als auch genauere Messungen bei der Verwendung einer Referenz.

*ITURRATE et al.*⁶⁷ führten ebenfalls eine *in-vitro*-Studie durch, bei der ein Referenzschlüssel auf einem Ganzkiefermodell verwendet wurde.

In der vorgelegten Arbeit wurde die Methode des Referenzschlüssels zur Untersuchung einer möglichen elastischen Deformation der Mandibula genutzt. Im Gegensatz dazu wurden in den bisher durchgeführten *in-vivo*-Studien anatomisch markante Bereiche der Zahnoberfläche als Referenzpunkte für die Vermessung verwendet oder es wurden *best-fit*-Überlagerungen der digitalen Modelle bei unterschiedlichen Mundöffnungsgraden durchgeführt^{22, 29, 118, 123, 143, 161}. Dadurch war allerdings der Abweichungsfehler der Abformung selbst in den Referenzdaten miteingeschlossen. In keiner bisher durchgeführten Studie zur Untersuchung der Deformation der Mandibula bei einer maximalen Mundöffnung konnten die Daten mit einer unabhängigen Referenz verglichen und so Abweichungen dargestellt werden.

Die Fixierung der Messkugeln auf der Zahnoberfläche erfolgte bei einer maximal möglichen Mundöffnung der Probanden. Vor dem Untersuchungsbeginn wurde diese gemessen und von dem Probanden mehrmals hintereinander vorgenommen. Dadurch konnte gewährleistet werden, dass bei den Probanden eine reproduzierbare Position der maximalen Mundöffnung festgelegt wurde. Alternativ wäre eine Befestigung der Kugeln während einer minimal möglichen Mundöffnung oder bei leicht geöffnetem Mund

möglich gewesen. Allerdings ist diese Position schwer definierbar und stark von der Position der befestigten Kugeln abhängig. Da diese je nach Übereinstimmung von Positionierungsplatte und Zahnoberfläche fixiert wurden, variierte zwischen den Probanden neben der Position auch die Höhe der Kugeln. Die Klebung der Kugeln erfolgte ohne eine Vorbehandlung der Zahnoberfläche (Ätzung des Schmelzes), welche bei konservativen Füllungstherapien von Zähnen für den Halt von Komposit verantwortlich ist. Es sollte jedoch die Zahnoberfläche nicht irreversibel verändert oder beeinflusst werden, zumal der reversible Halt der Kugeln auch ohne eine Vorbehandlung gewährleistet werden konnte. Dafür war allerdings eine Trockenlegung notwendig, die durch *OpraGate* und Watterollen sichergestellt wurde. Falls es doch zu einem Ablösen der Kugeln kam, wurden alle vier Kugeln mit Hilfe der Positionierungsplatte vollständig neu geklebt und bereits durchgeführte Scans gelöscht und wiederholt.

Die Genauigkeit dieser Methode wurde zuvor unter Laborbedingungen mit dem Ergebnis einer Abweichung von 10 µm für Abstand 2 (Kapitel 4.4.4) getestet. Dadurch konnte im *in-vitro*-Versuch sichergestellt werden, dass die Methodik auf 10 µm Abweichung reproduzierbar war. Zwar liegen unter *in-vivo*-Bedingungen weitere Einflüsse wie Speichel etc. vor, welche einen Einfluss auf die Methodik haben können, jedoch ist anhand der Ergebnisse ersichtlich, dass diese Abweichungen unterhalb beziehungsweise innerhalb der Messtoleranz liegen. Außerdem ist anzunehmen, dass Abweichungen in diesem Bereich für Ganzkieferabformungen keine klinische Relevanz besitzen, was bei der Anwendung dieser Methode vorausgesetzt wurde.

6.1.2 Digitale Abformung

Die Anwendung eines Intraoralscanners wurde bisher in keiner Studie zur Untersuchung der Deformation der Mandibula als Messmethode genutzt. Jedoch wurde in der zurzeit aktuellsten Untersuchung von *WOLF et al.*¹⁶¹ bereits darauf hingewiesen, dass eine kontaktlose digitale Abformung vor dem Hintergrund einer möglichen Unterkieferdeformation Vorteile bringen könnte. Ein angeführtes Argument ist, dass im Gegensatz zur konventionellen Abformung keine Manipulation beziehungsweise Druck auf die anatomischen Strukturen ausgeübt wird.

Das Aufnahmeverfahren des in der vorliegenden Studie verwendeten Intraoralscanners beruht auf dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie. Viele zurzeit auf dem Markt erhältliche Geräte arbeiten nach diesem System^{81, 126, 174}. Der Intraoralscanner *TRIOS 3* wurde, wie bereits in Kapitel 3.2.2 dargelegt, aufgrund der in der Literatur beschriebe-

nen hohen Genauigkeit als Messinstrument ausgewählt. In einer aktuellen *in-vitro*-Studie von REICH *et al.*¹²⁷ zeigte der TRIOS 3 eine Richtigkeit von $42 \pm 5 \mu\text{m}$ (Mittelwert \pm Standardabweichung) Abweichung. In einer Untersuchung von RENNE *et al.*¹²⁸ zeigte der TRIOS 3 eine gute Scangeschwindigkeit in Relation zu seiner Genauigkeit, was beim vorliegenden Versuchsaufbau von Vorteil war, da die Probanden den Zustand einer maximalen Mundöffnung vornehmen mussten und die Erfassung dieser Mundsituation möglichst zeiteffizient bei ebenso präziser Darstellung der Messkugeln erfolgen sollte. MENNITO *et al.*⁹⁰ führten *in vitro* eine Studie an einem menschlichen Oberkiefer durch und untersuchten die Genauigkeit von digitalen Ganzkieferabformungen mit unterschiedlichen Intraoralscannern. Im Vergleich zu bisherigen *in-vitro*-Studien an einem Kiefermodell aus Metall, Keramik oder anderen Werkstoffen konnte durch die Untersuchung an einem menschlichen, vollbezahnten Kiefer die klinische Situation originalgetreuer simuliert werden. Der TRIOS 3 zeigte für den gesamten Oberkiefer bei fünf digitalen Abformungen Abweichungen von $78 \pm 8 \mu\text{m}$ (Mittelwert \pm Standardabweichung).

In der klinischen Anwendung sind allerdings noch weitere Aspekte zu berücksichtigen. Dazu gehören Speichelfluss, intraorale Feuchtigkeit, Bewegungen durch den Probanden, die Lage der Zunge im Unterkiefer sowie Lichtverhältnisse. Durch vermehrten Speichel auf der Scanoberfläche kann es zu Reflektionen und Aufnahme Fehlern kommen, die aufgrund einer fehlerhaften Zusammensetzung der Bilder die Genauigkeit der digitalen Abformung beeinflussen können^{43, 58}. Außerdem können nicht ausreichende Platzverhältnisse die digitale Abformung erschweren¹⁷³.

Während des Untersuchungsablaufes der vorliegenden Arbeit wurde bei jedem Probanden die Raumbelichtung gemessen beziehungsweise kontrolliert. Aus einer Untersuchung von ARAKIDA *et al.*⁹ ist zu entnehmen, dass bei einer Helligkeit von 500 Lux die besten Ergebnisse erzielt wurden. Aus diesem Grund wurde die Umgebungshelligkeit durch Abdunkelung auf diesen Wert eingestellt. Weiterhin zeigten mehrere Studien auf, dass die Erfahrung des Behandlers die Genauigkeit der digitalen Abformung beeinflussen kann^{48, 46, 80}. Um diesen Faktor auszuschließen, wurden vor Beginn der Hauptversuche für den Untersucher eine Schulung sowie zur Übung der Methodik und der Handhabung eine ausreichende Anzahl von Scans mit dem Intraoralscanner durchgeführt. Des Weiteren wurde bei der Planung des Untersuchungsablaufes festgelegt, einen einheitlichen Scanpfad anzuwenden. Wie bereits in Kapitel 3.2.1 beschrieben, zeigten mehrere Studien den Einfluss der verwendeten Scanstrategie auf die Genauigkeit von digita-

len Abformungen. Somit wurde der in Abbildung 4.5 dargestellte Scanpfad verwendet. Er gibt dieselbe Reihenfolge an, mit der in der *in-vitro*-Studie von MÜLLER *et al.*⁹⁶ die höchste Genauigkeit erreichte wurde. Dieser Scanpfad ist mit dem empfohlenen Scanpfad des Herstellers identisch, weshalb er auch in der vorliegenden Untersuchung angewandt worden ist. Weiterhin wurde die Anzahl der aufgenommenen Bilder unter einem Wert von 800 gehalten, um die Wahrscheinlichkeit von Scanfehlern, die durch ein fehlerhaftes Verknüpfen der Bilder entstehen können, zu verringern³⁷. Darüber hinaus wurde der Scan nicht pausiert. Es wurde immer mehr als die Hälfte der Kugeloberfläche erfasst, sodass die für die spätere Analyse zur Verfügung stehende Objektfläche zur Vermessung genutzt werden konnte und identisch mit der der Referenzmessung war.

6.1.3 Konventionelle Abformung

Die konventionelle Abformung wurde bereits in vielen Studien zum Datenvergleich mit digitalen Abformungen herangezogen^{52, 101, 135, 160}.

Dies trifft ebenfalls auf Studien zur Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula zu, bei denen die konventionelle Abformung als Messmethode verwendet und die Abformung im Zustand einer minimalen Mundöffnung als Referenz genutzt wurde. In der *in-vivo*-Studie von KUHR *et al.*⁷⁶ erfolgte die konventionelle Abformung mit dem Polyetherabformmaterial *Impregum Penta Soft*, da sich in Vorversuchen gezeigt hatte, dass dieses Material durch eine leichtere Entnehmbarkeit aus dem Mund des Probanden und ein sicheres Entformen der Gipsmodelle mit der angewandten Methodik kompatibel ist. Für die Durchführung der vorliegenden Untersuchung wurde sich für das Abformmaterial *Impregum Penta Soft Quick* entschieden, da es zusätzlich zu den oben genannten vorteilhaften Eigenschaften eine schnellere Abbindezeit aufweist und dies für den vorliegenden Untersuchungsablauf der klinischen Studie förderlich war. Durch die mittelfließende Konsistenz des verwendeten Materials konnte ein möglichst manipulationsarmes Umfließen der Messkugeln erfolgen. Da kein Staudruck benötigt wurde und somit eine Monophasen-Abformung ausreichte, wurde sich für ein Polyethermaterial und nicht für ein A-Silikon oder anderes Material mit knetbarer Konsistenz entschieden. Das verwendete Abformmaterial zeigte in einer *in-vitro*-Studie von HOODS-MOONSAMMY *et al.*⁶³ die höchste Präzision. NAVE *et al.*¹⁰³ stellten durch eine *in-vitro*-Untersuchung fest, dass eine konventionelle Abformung mit dem verwendeten Material zu einer sehr hohen Passgenauigkeit von Restaurationen führte. In einer *in-vitro*-Studie von WADHWANI *et al.*¹⁵⁵ zeigte das in der vorliegenden Studie verwen-

dete Abformmaterial *Impregum Penta Soft Quick* (Kapitel 4.3.4) sowohl eine höhere Genauigkeit als *Impregum Penta* und ein schnell-abbindendes Polyvinylsiloxan als auch die geringsten Dimensionsänderungen der resultierenden Gipsmodelle. In einer *in-vitro*-Studie von *NASSAR et al.*¹⁰² zeigte *Impregum Penta Soft* neben einem Polyvinylsiloxan ebenfalls eine hohe Genauigkeit. Dies bestätigte auch die *in-vivo*-Studie von *KUHR et al.*⁷⁶, bei der die konventionelle Abformung mit *Impregum Penta Soft* Abweichungen von $17 \pm 12 \mu\text{m}$ bis zu $43 \pm 30 \mu\text{m}$ (Mittelwert \pm Standardabweichung) zeigte. Dies bestätigen ebenfalls Studien von *VADAPALLI et al.*¹⁵¹ und *BAIG et al.*¹² sowie Übersichtsarbeiten von *BAIG*¹¹ und *HAMALIAN et al.*⁵⁶.

Durch das automatische Anmischen des verwendeten temperierten Materials mit Hilfe des *Pentamix*-Gerätes konnte eine Standardisierung gewährleistet werden¹⁶⁶. Um eine gute Trockenlegung und eine vollständige Sicht auf die Messkugeln zu erlangen, wurde das bereits für die digitale Abformung eingebrachte *OptraGate* auch zur konventionellen Abformung *in situ* belassen.

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die konventionelle Abformung bei einer minimal möglichen Mundöffnung des Probanden. Alternativ hätte sie, wie auch die Klebung der Messkugeln, während einer maximalen Mundöffnung durchgeführt werden können. Allerdings hätte so lediglich eine Untersuchung der Genauigkeit der Messmethode unter klinischen Bedingungen erfolgen können. Dies war bereits Bestandteil der Untersuchung der Studie von *KUHR et al.*⁷⁶. Durch den vorliegenden Untersuchungsablauf konnten jedoch zwei unterschiedliche Messmethoden (konventionell und digital), zwar bei denselben Bedingungen (minimale Mundöffnung), jedoch verschieden in Bezug auf die Fixierung der Messkugeln (maximale Mundöffnung), verglichen werden. So konnte die Messmethode in Form eines Intraoralscanners auf seine Anwendbarkeit bei der Darstellung einer möglichen Deformation der Mandibula untersucht werden. Ein weiterer Grund für diese Zuordnung bestand darin, dass das Abformmaterial eine längere Mundverweildauer als der Intraoralscanner benötigte (mindestens drei Minuten). In Vorversuchen zeigte sich, dass zahlreiche Probanden Schwierigkeiten hatten, über den benötigten Zeitraum der Abbindereaktion des Abformmaterials die Position einer maximal möglichen Mundöffnung beizubehalten. Weiterhin wurde lediglich eine konventionelle Abformung durchgeführt, da die Messkugeln bei Entnahme des Abformlöffels in der Abformmasse verblieben. Um eine Keimreduktion für die sich anschließende Modellherstellung zu gewährleisten, war es weiterhin notwendig, die Abformung zu desinfizieren.

Das Einlegen der Abformung in ein Desinfektionsbad stellt ein Standardverfahren im klinischen Alltag dar und ist Teil des Ablaufes einer konventionellen Abformung am Patienten. Der Einfluss der Desinfektionslösung auf die Dimensionsstabilität des Abformmaterials wurde bereits in vielen Studien untersucht. Eine *in-vitro*-Studie von *WADHWANI et al.*¹⁵⁵ zeigte keinen Einfluss einer 20-minütigen Einwirkung von 3,5 %iger Glutaraldehydlösung auf die Genauigkeit des in der vorliegenden Studie verwendeten Materials. *YILMAZ et al.*¹⁷⁰ untersuchten mögliche Dimensionsänderung desselben Abformmaterials nach einer zehnmütigen Desinfektion in 2 %iger Glutaraldehydlösung und zeigten lineare Abweichungen von 0,098 %. *CARVALHAL et al.*²³ stellten bei derselben Lösung nach fünf Minuten eine Dimensionsänderung von 0,003 % fest. Da bei der Durchführung einer klinischen Studie aus hygienischen Gründen auf eine Desinfektion der Abformung nicht verzichtet werden kann, muss diese als ein potenzieller Einflussfaktor auf die Dimensionsstabilität des Abformmaterials angesehen werden. Allerdings ist dieser im Hinblick auf die Ergebnisse als gering einzuschätzen.

6.1.4 Modellherstellung

Für die Modellherstellung der konventionellen Abformungen wurde Superhartgips Typ IV verwendet. Dieser Gipstyp gilt als Standardgips zur Erstellung von Präzisionsmodellen. Er besitzt eine hohe Detailwiedergabe (mindestens 50 µm) und eine Abbindeexpansion von maximal 0,15 %. Durch das Anmischen des Gipses in einem Vakuummischgerät konnten Luft einschüsse im Gips verhindert werden. Das Ausgießen der Abformung auf einem Gipsrüttler, was ebenfalls ein Standardverfahren darstellt, führte zu einer gleichmäßigen Verteilung des Gipses.

Wie bereits in Kapitel 4.4.5 beschrieben, wurden die Gipsmodelle 5-7 Tage gelagert, bevor sie vermessen wurden. *LUTHARDT et al.*⁸³ untersuchten mögliche Dimensionsänderungen von Superhartgipsmodellen über mehrere Wochen. Nach sechs Wochen Lagerungszeit konnten keine signifikanten dreidimensionalen Änderungen der Modelle festgestellt werden. Um dennoch eine mögliche Fehlerquelle in Form von nachträglichen Volumenänderungen zu vermeiden, wurde die angegebene Lagerungszeit unter stets kontrollierten und standardisierten Laborbedingungen eingehalten.

Das Verfahren, die aus den konventionellen Abformungen hergestellten Gipsmodelle zu vermessen, wurde bereits in vielen Studien angewandt^{36, 38, 35, 54, 135}. Allerdings ist der Prozess der Modellherstellung, wie oben beschrieben, von mehreren Faktoren abhängig, die zu Genauigkeitsabweichungen führen können. Daher wird in der vorliegenden Stu-

die die Genauigkeit des gesamten konventionellen Arbeitsablaufes untersucht. Alternativ hätte die Abformung *indirekt* digitalisiert (siehe Kapitel 3.2.3) und somit isoliert betrachtet werden können. Eine Studie von *DELONG et al.*³³ zeigte jedoch eine signifikant geringere Genauigkeit dieser Methode im Vergleich zu der konventionellen Modellherstellung. Weiterhin wäre dann sowohl ein Vergleich zu anderen Studien als auch das Erfassen der Kugelimpressionen nur schwer durchführbar.

Die digitale Modellherstellung wird unmittelbar nach der Abformung durch die Verarbeitungssoftware innerhalb des Intraoralscanners durchgeführt. Die Einflüsse der oben beschriebenen Modellherstellung der konventionellen Prozesskette sind für den digitalen Ablauf somit irrelevant. Allerdings ist für die digitale Modellherstellung der in Kapitel 3.2.3 beschriebene „Matching-Fehler“ zu berücksichtigen. Folglich wurde ebenfalls die Genauigkeit der gesamten digitalen Prozesskette untersucht.

6.1.5 Koordinatenmessmaschine

Sowohl die Gipsmodelle aus den konventionellen Abformungen als auch die Positionierungsplatte (Referenzmessung) wurden mit einer Koordinatenmessmaschine taktil vermessen. So war es möglich, die Messkugeln zu digitalisieren und in der Software zu analysieren.

Die verwendete Koordinatenmessmaschine wurde in Kapitel 4.4.3 näher beschrieben. Ihre Messunsicherheit ist mit dem in der vorliegenden Studie verwendeten Messtaster nach ISO Norm 10360² mit $2,2 + (L/350) \mu\text{m}$ für volumetrische Längenmessabweichung (Messen von Abständen und Durchmessern) und mit $2,0 \mu\text{m}$ für volumetrische Antastabweichung (Formmessungen, z. B. Rundheit und Zylinderform) angegeben¹⁴⁷. Die höchste gemessene Länge lag bei 46,35 mm. Daraus ergab sich rechnerisch eine Messunsicherheit der Koordinatenmessmaschine von $2,2 + (46,35/350) \mu\text{m} = 2,332 \mu\text{m}$.

Alternativ zu der taktilen Koordinatenmessmaschine hätte die Digitalisierung der Gipsmodelle auch mit einem optischen Laborscanner erfolgen können. Für einen vergleichbaren optischen Scanner (*ATOS CORE MV 135*, GOM, Braunschweig, Deutschland), der bereits in vorangegangenen Studien verwendet wurde^{31, 30, 104, 134}, ist eine Messunsicherheit von $7 \mu\text{m}$ angegeben⁴⁹.

Daraus wird deutlich, dass die hier gewählte Koordinatenmessmaschine eine sehr hohe Messgenauigkeit erzielen kann. Dieses Messverfahren wurde ebenfalls in anderen Stu-

dien angewandt und gilt als gängiges Verfahren zur Untersuchung der Genauigkeit von Abformungen^{5, 100, 110, 112}.

6.1.6 Datenanalyse

Lineare Distanzmessung/Abstandsmessung

Die Messmethodik in Form von linearen Distanzmessungen wurde bereits in vorherigen Studien, die eine Unterkieferdeformation untersuchten, zur Datenanalyse verwendet^{22, 29, 118, 143}. Auch in Studien zur Ermittlung der Übertragungsgenauigkeit wurde diese Methodik häufig verwendet^{7, 24, 83, 102, 121, 148, 152}. Um die Daten aus der vorliegenden Arbeit bestmöglich mit vorherigen Untersuchungen vergleichen zu können, wurde ebenfalls eine metrische Abstandsmessung durchgeführt.

Studien von *CHANDRAN et al.*²⁵ sowie *LUTHARDT et al.*⁸⁴ zeigten allerdings, dass eine reine Abstandsmessung nicht ausreicht, um dreidimensionale Abweichungen feststellen zu können. Wie bereits in Kapitel 3.1.3 dargelegt, sind in der Literatur viele unterschiedliche Deformationsformen der Mandibula bei Grenzbewegungen (Mundöffnung, Protrusion, Laterotrusion) beschrieben worden. Durch die Distanzmessung zwischen den Kugelmittelpunkten konnte jedoch lediglich eine Breitenänderung festgestellt werden. Diese konnte sowohl positiv als auch negativ ausfallen. Um untersuchen zu können, in welche Richtungen mögliche Deformationen der Mandibula auftraten, wäre es notwendig gewesen, ein Koordinatensystem anzulegen. Da bis jetzt allerdings keine Methode bekannt ist, die dies *in vivo* ermöglicht, konnten lediglich die Positionen der Kugeln zueinander betrachtet werden. Es sollte jedoch betont werden, dass in allen Studien bis zum jetzigen Zeitpunkt immer ein Vergleich zu den Werten stattfand, die bei einer minimalen Mundöffnung oder in Ruhelage des Unterkiefers erfasst wurden. In der vorliegenden Studie konnten beide Messungen, sowohl bei maximaler als auch bei minimaler Mundöffnung, mit einer *in vitro* gemessenen Referenz verglichen werden.

In zahlreichen Studien zur Übertragungsgenauigkeit wurde auf die Auswertungsmethode einer *best-fit*-Überlagerung zurückgegriffen^{37, 36, 38, 96, 114}. Dabei werden die Zahnreihen des zu untersuchenden Modells und des Referenzmodells so überlagert, dass die Flächen bestmöglich übereinander passen. Verzerrungen und Torsionen können auf diese Weise fälschlicherweise kaschiert oder nicht dargestellt werden. Um eine bessere Vergleichbarkeit zu den wenigen Studien über die elastische Deformation der Mandibula zu gewährleisten, wurde zur Datenanalyse die Veränderung der Breite der Mandibula

untersucht (mediale Di- oder Konvergenz). Um mögliche Kippungen, Torsionen oder Rotationen der Mandibula während einer maximalen Mundöffnung aufzuzeigen, wurden zusätzlich Winkel zwischen konstruierten Ebenen der Kugelmittelpunkte gemessen.

Winkelmessung

Wie oben beschrieben, diente die Winkelmessung der Untersuchung der Verschiebung der Kugeln im Verhältnis zueinander. Dabei gab eine zur Referenz abweichende Winkelmessung eine Veränderung der Position der Kugeln in der vertikalen Richtung an. Dies war für das vorliegende Untersuchungsziel vorteilhaft, da die in der Literatur genannten theoretischen Deformationsformen des Unterkiefers bei weiter Mundöffnung (Kapitel 3.1.3) neben einer posterioren Breitenänderung ebenfalls vertikale Verschiebungen beschreiben. Bei einer rein horizontalen Positionsänderung der Kugeln konnte keine Winkeländerung festgestellt werden.

Auch bei der Winkelmessung kann die Richtung der Abweichung durch ein fehlendes Koordinatensystem intraoral nicht bestimmt werden. Wäre dies möglich, könnten insbesondere Torsionsbewegungen näher untersucht und die exakte Lageveränderung der Kugeln nachvollzogen werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Digitale Abformung

Da in der vorliegenden Studie zwei digitale Abformungen bei den unterschiedlichen Mundöffnungsgraden der Probanden durchgeführt wurden, können die Daten der Intraoralscans bei maximaler Mundöffnung mit Daten aus der Literatur verglichen werden. Grund dafür ist, dass die Fixierung der Kugeln ebenfalls bei maximaler Mundöffnung erfolgte und daher kein Einfluss einer Unterkieferdeformation auf diese Abformung zu erwarten war.

Aktuell liegen drei *in-vivo*-Studien vor, die mit Hilfe einer intraoral befestigten Referenz die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen untersuchten^{71, 76, 104}. Demgegenüber stehen zahlreiche *in-vitro*-Studien, die dies am Modell untersuchten^{39, 85, 90, 91, 94, 96, 142, 150, 158}. Generell muss betont werden, dass die bereits in Kapitel 6.1.2 erläuterten klinischen Einflüsse beim Vergleich der Daten beachtet werden müssen, da Ergebnisse aus *in-vitro*-Studien in der Regel eine höhere Genauigkeit aufweisen als *in*

vivo erhobene Daten. Die genannten *in-vitro*-Studien untersuchten ebenfalls den Intraoralscanner *TRIOS 3*. Die Ergebnisse von *WESEMANN et al.*¹⁵⁸ zeigten lineare Abweichungen zwischen den ersten Molaren des Modells (entsprechend Abstand 3) von $50 \pm 39 \mu\text{m}$ (Mittelwert \pm Standardabweichung) und zwischen den Eckzähnen (Abstand 4) von $27 \pm 19 \mu\text{m}$. Die höhere Abweichung der Messwerte von der Referenz im posterioren Bereich könnte durch das Auftreten von „Matching-Fehlern“ (Kapitel 3.2.3) zu erklären sein^{43, 46, 153, 158}. Das Zusammensetzen der Einzelbilder erfolgt durch einen Rechenalgorithmus, der korrespondierende Punkte der Bilder erkennt und diese zu einem Gesamtbild zusammenfügt¹¹³. Bei dieser Überlappung der Einzelbilder können Fehler auftreten. Die in der Literatur beschriebene Vermutung, dass sich diese Fehler über die Länge der gescannten Strecke summieren und somit zu Übertragungsungenauigkeiten vor allem im Molarenbereich führen können, spiegelt sich auch in den vorliegenden Ergebnissen wider. Diese weisen ebenfalls höhere Abweichungen der Abstände im posterioren Bereich auf (Abstand 3: $145 \pm 86 \mu\text{m}$; Abstand 4: $68 \pm 48 \mu\text{m}$). Allerdings sind die Abweichungen höher als in der Studie von *WESEMANN et al.*¹⁵⁸. Dafür können mehrere Aspekte verantwortlich sein. Wie bereits oben genannt, muss der Einfluss von klinischen Bedingungen berücksichtigt werden. Dazu zählen Speichel und damit einhergehende mögliche Reflektionen auf der Zahnoberfläche oder Gingiva, Bewegung des Probanden, unerwünschte Abformung von Wangen- und Zungenbereiche sowie mögliche Limitationen des Sichtfeldes des Behandlers. Trotz der abweichenden Methodik der Datenerhebung der beiden Studien können die Daten gut verglichen werden, da eine ähnliche Methode der Datenauswertung/-analyse durchgeführt wurde (Referenzgeometrien auf der Zahnoberfläche; unterschiedliche Abstandsmessung).

Die Ergebnisse einer Studie von *ENDER et al.*³⁹ zeigten für die digitalen Ganzkieferabformungen höhere Werte in Bezug auf Richtigkeit und Präzision im Vergleich zu digitalen Abformungen eines Kiefersegmentes. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung, da für Abstand 1 ($20 \pm 15 \mu\text{m}$) und Abstand 6 ($22 \pm 18 \mu\text{m}$) die geringsten Abweichungen zur Referenz festgestellt werden konnten. Zusätzlich zeigen die Ergebnisse der Studie von *ENDER et al.*³⁹ eine Präzision von $15,5 \mu\text{m}$ für die digitale Abformung eines Kiefersegmentes (analog zu Abstand 1 und 6 der vorliegenden Studie), was sich am ehesten mit der oben angegebenen Standardabweichung für die genannten Abstände vergleichen lässt. Auch diese Werte sind denen der vorliegenden Studie ähnlich. Die in der genannten Studie von *ENDER et al.*³⁹ ermittelte Richtig-

keit der digitalen Ganzkieferabformung von $50,5 \pm 9,6 \mu\text{m}$ liegt allerdings unterhalb der erfassten höchsten Abweichungen für Abstand 3 ($145 \pm 86 \mu\text{m}$) und Abstand 5 ($111 \pm 68 \mu\text{m}$). Eine mögliche Ursache hierfür könnte zum einen wieder der Vergleich einer *in-vitro*-Untersuchung mit einer *in-vivo*-Studie sein, zum anderen allerdings auch die unterschiedliche Auswertungsmethode der erhobenen Daten. Dazu zählt ebenfalls die statistische Auswertung, da 90-10 Perzentile der gemessenen Werte zur statistischen Analyse verwendet und somit 10 % der Werte aus der Auswertung ausgeschlossen wurden. ENDER *et al.*³⁹ und auch andere Studien zur Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit von Intraoralscannern, wie MÜLLER *et al.*⁹⁶, MENNITO *et al.*⁹⁰, MICHELINAKIS *et al.*⁹¹ und MALIK *et al.*⁸⁵, verwendeten eine *best-fit*-Überlagerung der Zahnbögen des Referenzmodells und des erstellten digitalen Modells durch den Intraoralscanner. Diese *in-vitro*-Studien zeigten im Vergleich zur vorliegenden Studie geringere Abweichungen der digitalen Ganzkieferabformung. MUALLAH *et al.*⁹⁴ verwendeten ebenfalls Abstandsmessungen zur Datenanalyse und die Ergebnisse zeigten für die Intermolarendistanz Grenzwerte von $-150 \mu\text{m}$ bis $+140 \mu\text{m}$ Abweichung. Diese Ergebnisse decken sich mit denen der vorliegenden Studie. Die Beobachtung, dass kürzere Strecken innerhalb einer Kieferhälfte (Abstand 1 und 6) geringere Abweichungen aufweisen als Distanzen über den gesamten Kiefer, über die Front (Abstand 4) und quer verlaufende Strecken (Abstand 2, 3 und 5), zeigte ebenfalls eine *in-vitro*-Studie von TOMITA *et al.*¹⁵⁰. Der Versuchsaufbau ähnelte dem der vorliegenden Studie, da ebenfalls Kugeln als Referenzgeometrien gewählt und Abstände zwischen den Kugelmittelpunkten bestimmt wurden.

Wie bereits oben genannt, ist ein Vergleich von *in vitro* ermittelten Genauigkeiten nur sehr schwer mit *in vivo* erhobenen Daten zu vergleichen. Dennoch ist der Vergleich für die Weiterentwicklung der klinischen Anwendbarkeit von Intraoralscannern wichtig, da so eine Einordnung der gemessenen Übertragungsgenauigkeiten stattfinden und auf die Anwendung der einzelnen Teilbereiche innerhalb der Zahnmedizin übertragen werden kann. Aktuell liegen wenige *in-vivo*-Studien zur Übertragungsgenauigkeit digitaler Ganzkieferabformungen vor. ENDER *et al.*³⁵ untersuchten ebenfalls den verwendeten Intraoralscanner auf seine Übertragungsgenauigkeit bei Ganzkieferabformungen. Die Ergebnisse zeigten Abweichungen über den ganzen Kiefer von $25,5$ bis $89,3 \mu\text{m}$. Die Unterschiede in der Höhe der Abweichung im Vergleich zu der vorliegenden Studie könnten durch unterschiedliche Methoden der Auswertung und abweichende Rahmen-

bedingungen der Untersuchungsabläufe (Mundöffnung der Probanden) zu erklären sein. In der besagten *in-vivo*-Studie von *ENDER et al.*³⁵ wurde eine *best-fit*-Überlagerung durchgeführt und keine Referenz genutzt. Weiterhin wurde, im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit, eine geringe Probandenzahl von fünf untersucht.

Wenige *in-vivo*-Studien zu digitalen Ganzkieferabformungen nutzten eine Referenz, um Abweichungen festzustellen. Die bereits erwähnte Untersuchung von *KUHR et al.*⁷⁶ untersuchte das Vorgängermodell des *TRIOS 3* auf seine Genauigkeit bei digitalen Abformungen des gesamten Unterkiefers. Auch hier zeigten die Ergebnisse höhere Abweichungen für quer über den Kiefer verlaufende Abstände sowie die höchsten Abweichungen für die posteriore Distanz. Allerdings waren die Werte für Abstand 3, 4 und 5 geringer als in der vorliegenden Studie. Die Abweichungen der Abstände 1 und 6 der vorliegenden Arbeit waren deutlich geringer im Vergleich zur Untersuchung von *KUHR et al.*⁷⁶ (Abstand 1: $49 \pm 26 \mu\text{m}$; Abstand 6: $48 \pm 20 \mu\text{m}$). Eine weitere *in-vivo*-Studie, die einen Vergleich zu einer Referenz klinisch anwenden konnte, wurde durch *SCHMIDT et al.*¹³⁷ durchgeführt. Es wurden vier verschiedene Intraoralscanner und eine konventionelle Ganzkieferabformung hinsichtlich ihrer Übertragungsgenauigkeit untersucht. Die Ergebnisse decken sich mit den hier vorgestellten Ergebnissen.

Keine der genannten Studien gibt Informationen über den Zustand der Mundöffnung während der Abformung an, was somit dahingehend keinen Vergleich zulässt. Des Weiteren hat bisher keine Studie Untersuchungen zu einer möglichen elastischen Deformation der Mandibula mit Hilfe eines Intraoralscanners durchgeführt.

6.2.2 Konventionelle Abformung

Die Abweichungen der konventionellen Abformung können mit den Ergebnissen bisheriger Studien zur Untersuchung einer elastischen Deformation des Unterkiefers, die diese Methode ebenfalls nutzten, verglichen werden.

*REGLI und KELLY*¹²³ führten eine konventionelle Abformung bei möglichst geschlossenem Mund sowie bei einer maximalen Mundöffnung durch. Es zeigten sich durchschnittliche lineare Abweichungen der Gipsmodelle bei maximaler Mundöffnung im posterioren Bereich von $90 \mu\text{m}$ und im anterioren Gebiet von $30 \mu\text{m}$. Die Ergebnisse für die Abstandsmessung im anterioren Bereich (entsprechend Abstand 4) decken sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie von $34 \pm 30 \mu\text{m}$ (Mittelwert \pm Standardabweichung). Die Intermolarendistanz ergab hingegen im Vergleich in der vorliegenden Un-

tersuchung eine geringere Abweichung von $60 \pm 52 \mu\text{m}$ (Abstand 3). Einen Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse könnte die verwendete Methode der Datenauswertung darstellen, da in der Studie von *REGLI und KELLY*¹²³ die lineare Distanzmessung durch eine Schieblehre erfolgte, während in der vorliegenden Studie die Vermessung mit Hilfe von Referenzkugeln und einer Vermessungssoftware durchgeführt wurde.

In einer Studie von *SHINKAI et al.*¹⁴³ zeigten sich Ergebnisse von 0 bis $360 \mu\text{m}$ Abweichung der Distanzmessungen für die konventionellen Abformungen bei maximaler Mundöffnung. Diese waren im Vergleich höher. Allerdings zeigen diese Ergebnisse ebenfalls eine hohe Variation zwischen den Probanden, was auch in der vorliegenden Arbeit beobachtet wurde. Eine mögliche Ursache in den höheren Maximalwerten der Studie von *SHINKAI et al.*¹⁴³ könnte wiederum die unterschiedliche Methode der Datenanalyse sein, da die konventionellen Abformungen digitalisiert und die Distanzen anhand von Pixel-Punkten in einer Bildbearbeitungssoftware gemessen wurden. Diese Auswertungsmethode nutzten auch *CANABARRO et al.*²² und ihre Ergebnisse zeigten ebenfalls höhere Abweichungen bei maximal möglicher Mundöffnung der Probanden als die Ergebnisse der vorliegenden Studie. Es zeigte sich eine durchschnittliche Differenz des posterioren Abstandes von $146 \pm 24 \mu\text{m}$ zwischen Abformungen bei maximaler und minimaler Mundöffnung.

*CUSTODIO et al.*²⁹ und *PRASAD et al.*¹¹⁸ führten ebenfalls konventionelle Abformungen zur Untersuchung einer elastischen Deformation des Unterkiefers durch. Die Ergebnisse dieser beiden Studien zeigten die höchste Abweichung bei einem brachyfazialen Gesichtstyp. *CUSTODIO et al.*²⁹ zeigten Differenzen von $300 \pm 150 \mu\text{m}$, während *PRASAD et al.*¹¹⁸ sogar Abweichungen von $1120 \pm 90 \mu\text{m}$ beschrieben. In der Studie von *PRASAD et al.*¹¹⁸ wurden die Gipsmodelle fotografiert und anhand eines abgebildeten Maßstabs der Abstand zwischen Referenzpunkten der Okklusalfäche gemessen. Dieses Messverfahren könnte eine mögliche Fehlerquelle darstellen. *CUSTODIO et al.*²⁹ nutzten ein ähnliches Auswertungsverfahren.

Im Vergleich zu der vorliegenden Studie konnten in den genannten Studien die erhobenen Daten nicht mit einer Referenz verglichen werden. Es wurde immer die Abformung als Referenz genutzt, die bei einer möglichst geschlossenen Mundöffnung durchgeführt wurde. Dadurch wurden Abweichungen und Übertragungsfehler, die durch die konventionelle Abformung beziehungsweise die Referenzabformung selbst verursacht wurden, unberücksichtigt gelassen. Einflüsse könnten zum Beispiel ein Ablösen des Materials

vom Abformlöffel oder bleibende Deformationen des Abformmaterials sein. Diese Aspekte könnten eine Ursache für die Abweichungen darstellen.

Eine weitere Studie, die konventionelle Abformungen zur Darstellung einer elastischen Deformation der Mandibula bei maximaler Mundöffnung verwendeten, wurde von *WOLF et al.*¹⁶¹ durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten im Bereich der Molaren die größte Abweichung, was mit den vorliegenden Daten kongruent ist. Allerdings lässt sich zu dieser Studie kein Vergleich hinsichtlich Streckenabweichungen ziehen, da bei *WOLF et al.*¹⁶¹ jeder Zahn des Unterkiefers separat auf seine Abweichung untersucht wurde. Die in der Studie von *WOLF et al.*¹⁶¹ angegebene Abweichung (mittlere Abweichung der Molaren: 232 μm) ist ebenfalls höher als in der vorliegenden Studie. Eine mögliche Ursache für den Unterschied könnte wiederum sowohl die Auswertung auf Grundlage des Referenzmodells bei minimaler Mundöffnung sein als auch die *indirekte Digitalisierung* der Abformung, die in dieser Studie angewandt wurde. Allerdings wurden in dieser Studie auch Rotationsabweichungen untersucht und hohe Variationen zwischen den Probanden festgestellt. Daraus resultierte eine hohe Streuung der Werte, was sich mit den vorliegenden Ergebnissen deckt. Vor allem Abweichungen in kranio-kaudaler Richtung der Molaren zeigten eine hohe Spannweite der Werte. Wie schon in Kapitel 6.1.6 beschrieben, zeigten Winkeländerungen Verschiebungen der Kugelpositionen in der vertikalen Ebene an. Die größte Abweichung zur Referenz zeigte sich für Winkel 3 mit $0,15 \pm 0,28^\circ$. *WOLF et al.*¹⁶¹ zeigten größere Winkelabweichungen von $0,495^\circ$ (Mittelwert) bei den Probanden und $0,563^\circ$ bei den Probandinnen.

6.2.3 Die elastische Deformation der Mandibula

Die bisher durchgeführten Studien zur Untersuchung einer elastischen Deformation der Mandibula zeigten stark unterschiedliche Ergebnisse. Manche Studien, wie von *GOODKIND und HERINGLAKE*⁵¹, zeigten in Bezug auf die konventionellen Abformung zu denen in der vorliegenden Studie ähnliche Ergebnisse. Sie stellten eine anteriore Abweichung von 32 μm und posterior eine Differenz von 77 μm fest. Auch *FISCHMAN*⁴¹ zeigte eine vergleichbare Abweichung von $71 \pm 43 \mu\text{m}$. Allerdings zeigt der Großteil der Studien eine deutlich höhere Abweichung als die aus der vorliegenden Studie. *MCDOWELL und REGLI*⁸⁷ beobachteten Abweichungen bei maximaler Mundöffnung von bis zu 1400 μm und *DE MARCO und PAINE*³² bis zu 1500 μm . *FISCHMAN*⁴² zeigte eine durchschnittliche Abweichung von $860 \pm 140 \mu\text{m}$. Die genannten Studien

wurden jedoch an deutlich weniger Probanden durchgeführt und auch die Messmethoden scheinen unpräziser zu sein. Ein weiterer Aspekt, der bei der Analyse der Ergebnisse zu beachten ist, ist die Tatsache, dass nicht in allen Studien die Messungen auf natürlichen Zähnen durchgeführt wurden. *HOBKIRK und SCHWAB*⁶², *HORIUCHI et al.*⁶⁴, *RICHTER*¹²⁹, *ABDEL-LATIF et al.*³, *AL-SUKHUN und KELLEWAY*⁴ befestigten die Messvorrichtungen auf Implantaten im Molaren- oder Prämolarengebiet. Die Ergebnisse der genannten Studien zeigten geringere Abweichungen. Grund dafür könnte die im Vergleich zu natürlichen Zähnen deutlich geringere Eigenbeweglichkeit der Implantate sein (ca. 10 - 15 μm ²⁶). *HORIUCHI et al.*⁶⁴ beschrieben bei maximaler Mundöffnung Abweichungen zweier Implantate zueinander, die von 7,8 μm bis zu 24,6 μm reichten. Auch die in der Studie von *ABDEL-LATIF et al.*³ gezeigten linearen Differenzen betragen 1,4 - 41,3 μm , was sich ebenfalls in den Ergebnissen von *AL-SUKHUN und KELLEWAY*⁴ widerspiegelt, die 14,4 - 58,4 μm Abweichungen feststellten. Da sich diese Abweichungen, die laut Autoren einer Deformation des Unterkiefers bei einer maximalen Mundöffnung zugeschrieben wurden, im Bereich der Eigenbeweglichkeit des natürlichen Zahnhalteapparates befinden, lässt sich ein Vergleich zu den vorliegenden Ergebnissen schwer ziehen.

In der vorliegenden Untersuchung wurde zwischen den Abweichungen bei weiblichen und männlichen Probanden kein signifikanter Unterschied festgestellt. Dies ist kongruent mit den Ergebnissen von *CHEN et al.*²⁷ und *WOLF et al.*¹⁶¹, die dies ebenfalls feststellten.

Die gemessenen Abweichungen der digitalen Abformungen bei einer minimalen Mundöffnung zeigten keinen signifikanten Unterschied zu denen bei maximaler Mundöffnung. Dies trifft sowohl für die Abstandsmessung als auch für die Winkelmessung zu. Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass in der vorliegenden Studie keine so große Breitenänderung der Mandibula bei einer maximalen Mundöffnung festgestellt werden konnte, wie dies in den vorherigen Studien beschrieben wurde. Die Ergebnisse weisen eine hohe Streuung auf, was auf eine starke Probandenabhängigkeit schließen lässt. Diese Feststellung machten bereits *HOBKIRK und SCHWAB*⁶², *RICHTER*¹²⁹ und *WOLF et al.*¹⁶¹. Des Weiteren zeigten die Ergebnisse keinen Unterschied bezüglich einer Unterkieferverbreiterung oder -verschmälerung, wie dies von einigen Autoren beschrieben wurde (Kapitel 3.1.2).

Aus dem Vergleich der Ergebnisse wird klar, dass zum Teil konträre Ansichten über die Deformation des Unterkiefers bestehen. Wie aus Kapitel 3.1.1 zu entnehmen ist, wird als Ursache der Abweichungen insbesondere die Kontraktion des Musculus pterygoideus lateralis gesehen. *CHEN et al.*²⁷ beschrieben allerdings dass die Kraft dieses Muskels im Vergleich zu der Knochenstruktur des Unterkiefers gering sei und während einer starken Mundöffnung vermutlich nicht über diese dominieren könne. Eine Messung der Kraft der an der Mundöffnung beteiligten Muskeln (insbesondere der inferiore Kopf des Musculus pterygoideus lateralis) könnte diese Aussage entkräften, allerdings ist dies laut *CHEN et al.*²⁷ schwierig durchführbar. Die Studie von *CANABARRO und SHINKAI*²² zeigte, dass die Unterkieferdeformation nicht mit der maximalen okklusalen Kraft assoziiert ist. Die theoretische Erklärung, dass die Abweichungen bei Mundöffnung durch einen im Vergleich zu anderen Kaumuskeln schwachen Muskel verursacht würde, wird durch dieses Ergebnis nicht unterstützt. In einer Studie von *ABDEL-LATIF et al.*³ wurde keine Deformation bei Protrusionsbewegungen festgestellt. Der Großteil der Studien zur klinischen Untersuchung einer Deformation der Mandibula zeigte jedoch die höchsten Abweichungen bei Vorschubbewegungen des Unterkiefers^{64, 68, 87, 143}.

6.3 Klinische Relevanz und Einordnung der Ergebnisse

Auf Grundlage der Ergebnisse lässt sich sagen, dass die Übertragungsgenauigkeit des in der vorliegenden Studie verwendeten Intraoralscanners im Bereich von Kiefersegmenten sehr hoch ist und diese der konventionellen Abformung gleichkommt oder sogar überlegen ist. Insbesondere die Abweichungen von Abstand 1 (Start des Scans) unterstützen die bereits bestehende Empfehlung anderer Autoren zur Anwendung aktueller Intraoralscanner für Einzelzahnrestorationen oder Versorgungen in einem Quadranten. Für Ganzkieferabformungen ist die digitale Abformung in Bezug auf die Genauigkeit *in vivo* jedoch noch unterhalb derjenigen der konventionellen Methode einzuordnen. Dies zeigten ebenfalls andere Untersuchungen^{36, 76, 135}. Allerdings ist die Verwendung von Intraoralscannern bereits eine gängige Methode und für diverse Anwendungsgebiete (Kapitel 3.2.2) einsetzbar⁷¹. Dies zeigen auch die vorliegenden Ergebnisse mit dem verwendeten Intraoralscanner. Weiterhin lassen diese Ergebnisse darauf schließen, dass mit Hilfe des Intraoralscanners eine mögliche elastische Deformation der Mandibula darstellbar ist, angenommen die durch die Deformation verursachten Abweichungen überschreiten die in der vorliegenden Studie ermittelten maximalen Differenzen.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass zwischen minimaler und maximaler Mundöffnung in dem vorliegenden Versuchsaufbau kein signifikanter Unterschied festzustellen war. Dennoch zeigten sich die höchsten Abweichungen im distalen Bereich sowie bei querverlaufenden Strecken. Es ist allerdings fraglich, ob diese einer Deformation der Mandibula zuzuschreiben sind. Die hohe und probandenabhängige Winkeländerung könnte darauf hindeuten. Jedoch sollte der auch mehrfach in der Literatur beschriebene „Matching-Fehler“ berücksichtigt werden, da er vor allem im zu untersuchenden Gebiet zu Abweichungen führen kann und in der vorliegenden Arbeit beide digitalen Abformungen bei unterschiedlichen Mundöffnungen ähnliche Abweichungen zeigten.

Ein weiterer Aspekt, der dennoch auf eine Veränderung des Unterkiefers bei Mundöffnung hindeuten könnte, ist die Tatsache, dass bei der konventionellen Abformung die höchste Abweichung ebenfalls im distalen Bereich (Abstand 3) auftrat. Da dort kein „Matching-Fehler“ eine Rolle spielen kann, ist dies ein interessantes Ergebnis. Dennoch kann man aus den Ergebnissen entnehmen, dass die sehr hohen linearen Abweichungen, die laut der aktuellen Literatur durch die Deformation der Mandibula hervorgerufen werden sollen, bei der vorliegenden Studie nicht festzustellen waren und somit nicht bestätigt werden konnten. Die vorliegenden Ergebnisse zeigten jedoch geringere Ab-

weichungen und hohe Winkeländerungen bei allen Abformmethoden, die zudem stark probandenspezifisch waren (wie auch in der Literatur beschrieben). Diese könnten auf komplexe, dreidimensionale Abweichungen wie Torsionen, Rotationen etc. im Zuge einer elastischen Deformationsänderung der Mandibula hindeuten. Allerdings können keine Informationen über die Richtung der Abweichung gegeben werden, da dafür ein intraorales Koordinatensystem notwendig wäre.

Weitere Untersuchungen zu dieser Thematik wären daher wünschenswert. Des Weiteren wäre eine Untersuchung an speziell älteren Probanden interessant, da dort im Hinblick auf die natürliche Abnahme der Knochendichte mit einer stärkeren Deformation der Mandibula gerechnet werden könnte. Dies wäre ebenfalls aus Sicht der prothetischen Zahnmedizin (Zahnersatz) und aus Sicht der Alterszahnmedizin von Bedeutung, da die Passungen von großspannigen, implantatgetragenen oder auf natürlichen Zähnen verankerten Restaurationen von einer Deformation während der Abformung beeinflusst werden könnten. *ZARONE et al.*¹⁷² merkten an, dass Torsionsspannungen durch die natürliche Adaptation des Zahnhalteapparates abgemildert würden, wohingegen osseointegrierte Implantate belastet werden könnten. Dies könnte die geringeren Abweichungen der vorliegenden Studie erklären.

6.4 Schlussfolgerung

Auf Basis der Ergebnisse dieser *in-vivo*-Untersuchung lässt sich feststellen, dass die in der Literatur beschriebenen teilweise erheblichen Deformationsänderungen der Mandibula nicht nachzuvollziehen sind. Inwieweit Messunsicherheiten früherer Messverfahren oder individuell unterschiedliche Deformationen für die Änderungen verantwortlich sind, kann an dieser Stelle nicht beurteilt werden. Bei jungen Probanden mit natürlichen Zähnen scheint der Einfluss dieser Deformation nicht einen solch extremen Einfluss auf eine Abformung zu besitzen, wie bisher angenommen wurde. Dies zeigen ebenfalls klinische Erfahrungen, da Zahnersatz des gesamten Kiefers im zahnärztlichen Alltag eine etablierte Versorgungsmöglichkeit darstellt und Erfolge verzeichnet.

Die Abweichungen der digitalen Abformung bestätigen die Aussagen aus der Literatur. Durch aktuelle *in-vivo*-Untersuchungen wie der von *SCHMIDT et al.*¹³⁷ konnte gezeigt werden, dass neu erschienene Intraoralscanner noch höhere Genauigkeiten für Ganzkieferabformungen erreichen können, als bisher dokumentiert wurde. Dies muss in Folgestudien mit größeren Probandenkollektiven geprüft werden.

Weiterhin lässt sich sagen, dass durch die vorliegende Studie erneut gezeigt werden konnte, dass die verwendete Methode klinisch anwendbar und ebenfalls zur intraoralen Ermittlung linearer Abweichungen und Winkeländerungen geeignet ist.

7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie bestand darin, eine elastische Deformation der Mandibula als möglichen Einflussfaktor auf die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen zu untersuchen. Im Gegensatz zu vorherigen Studien wurde dafür eine Messmethode verwendet, die es ermöglichte, die Daten aus den Probandenuntersuchungen mit einer unabhängigen und *in vitro* vermessenen Referenz zu vergleichen. Weiterhin wurde erstmals zur Untersuchung dieser Thematik ein Intraoralscanner verwendet.

Dafür wurden vier Kugeln in definierten Abständen mit Hilfe einer Positionierungsplatte auf die Unterkieferzähne von insgesamt 50 Probanden geklebt. Diese Befestigung erfolgte während einer maximalen Mundöffnung des Probanden. Nach Entnahme der Positionierungsplatte verblieben die Kugeln auf den Zähnen und es wurde eine digitale Abformung mit dem Intraoralscanner *TRIOS 3* (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) durchgeführt. Anschließend wurde der Proband angewiesen eine möglichst geringe Mundöffnung vorzunehmen und es wurde ein zweiter Intraoralscan der Unterkieferzähne mit aufgeklebten Kugeln durchgeführt. Es folgte eine konventionelle Abformung (*Impregum Penta Soft Quick*, 3M Espe, Seefeld, Deutschland), ebenfalls bei einer minimal möglichen Mundöffnung. Die Kugeln verblieben bei Entnahme in dem Abformmaterial. Die Vermessung der digitalen Modelle und der aus den konventionellen Abformungen hergestellten Gipsmodelle erfolgte auf Grundlage der Kugeln. Es wurden die linearen Distanzen und Winkel zwischen den Kugelmittelpunkten mit den Referenzdaten verglichen.

Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede der linearen Distanz- und Winkeländerungen zwischen den digitalisierten Kugeln bei minimaler und maximaler Mundöffnung. Die digitale und die konventionelle Abformung bei einer minimalen Mundöffnung unterschieden sich hingegen in ihren Abstands- und Winkeländerungen signifikant voneinander.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die in der Literatur beschriebene deutliche Breitenänderung der Mandibula während einer maximalen Mundöffnung durch die vorliegende Studie nicht bestätigt werden konnte. Es zeigten sich probandenspezifische Winkeländerungen zwischen den digitalen Abformungen, die Anlass zu weiteren Untersuchungen geben.

8 Summary

The aim of the present study was to investigate the elastic deformation of the mandible as a possible influencing factor of the transfer accuracy of full-arch impressions. In contrast to previous studies, a measuring method to compare subject data with an *in vitro* measured reference was used. Furthermore, for the first time an intraoral-scanner was applied to investigate this topic.

For this purpose, four metal spheres were fixed in predefined distances on the lower teeth of 50 subjects by using a metal transfer device. This construct was attached during a maximum mouth opening of the subject. After removal of the transfer device the spheres remained on the teeth and a digital impression was taken with the *TRIOS 3* intraoral-scanner (3Shape, Copenhagen, Denmark). Afterwards, the subject was instructed to perform the smallest possible mouth opening and a second intraoral-scan of the mandibular teeth was performed with spheres attached. This was followed by a conventional impression (*Impregum Penta Soft Quick*, 3M Espe, Seefeld, Germany), also with a minimum mouth opening. The spheres remained in the impression material during removal. The measurement of the digital models and the plaster models made from the conventional impressions was based on the spheres. Linear distances and angles between the center points of the spheres were compared with the reference data set.

The results showed no significant differences in linear distance and angular changes between the digitized spheres at minimum and maximum mouth opening. Digital and conventional impressions at a minimum mouth opening showed significant differences regarding both the linear distance and angular measurements.

In summary, the significant change in width of the mandible during maximum mouth opening described in the literature could not be confirmed in this present study. Subject specific angular changes between the digital impressions were found, which give reason for further investigations.

9 Darstellungsverzeichnis

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1: Modell eines menschlichen Unterkiefers	4
Abb. 3.2: Intraoralscanner Trios 3 (Cart-Version)	21
Abb. 3.3: Prinzip der konfokalen Mikroskopie	22
Abb. 3.4: Messkugel auf der Zahnoberfläche: Punktwolke (oben), Polygonisierung (unten).....	25
Abb. 3.5: Konventionelle und digitale Fertigung von Zahnersatz	27
Abb. 4.1: Schematische Darstellung des Studienablaufes.....	29
Abb. 4.2: Vorderseite der Positionierungsplatte (ohne Messkugeln).....	31
Abb. 4.3: Rückseite der Positionierungsplatte.....	31
Abb. 4.4: Positionierungsplatte mit eingesetzten Kugellagerkugeln (Pfeile zeigen Abstände A und B)	32
Abb. 4.5: Scanpfad Unterkiefer	34
Abb. 4.6: Aufbringen des Befestigungsmaterials	36
Abb. 4.7: Fixieren der Messkugeln mit Hilfe der Positionierungsplatte (bei maximaler Mundöffnung).....	36
Abb. 4.8: Messkugeln nach der intraoralen Befestigung	36
Abb. 4.9: Berührungsfreier Ganzkieferscan während einer maximalen Mundöffnung .	37
Abb. 4.10: Polyetherabformung mit Kugelimpressionen (die Pfeile beschreiben die vorherigen Positionen der Messkugeln)	38
Abb. 4.11: Digitales Modell mit Messkugeln (1-4).....	39
Abb. 4.12: Abstände der Kugelmittelpunkte	40
Abb. 4.13: Beispielhaft: konstruierte Ebenen (E1_E2) und Winkel α	41
Abb. 4.14: Koordinatenmessmaschine Thome Präzision.....	42
Abb. 4.15: Gipsmodell und Messtaster	45

Abb. 5.1: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Abstände der beiden digitalen Abformungen..... 55

Abb. 5.2: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Abstände der konventionellen und digitalen Abformung bei minimaler Mundöffnung 55

Abb. 5.3: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Winkel der beiden digitalen Abformungen..... 59

Abb. 5.4: Boxplot Diagramm – Abweichungen aller Winkel der konventionellen und digitalen Abformung bei minimaler Mundöffnung 59

9.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1: Übersicht der relevanten Muskeln (aus: Prometheus Lernatlas der Anatomie¹³⁹)..... 4

Tab. 3.2: *In-vivo*-Studien zur Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula 12

Tab. 4.1: Messungen mit Kugellagerkugeln (in mm)..... 33

Tab. 4.2: Messungen mit Implantatkugeln (in mm) 33

Tab. 4.3: Untersuchung der Klebegenauigkeit (MW=Mittelwert; SD=Standardabweichung)..... 43

Tab. 5.1: Abweichungen Abstand 1 49

Tab. 5.2: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1 49

Tab. 5.3: Abweichungen Abstand 2 50

Tab. 5.4: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 2 50

Tab. 5.5: Abweichungen Abstand 3 51

Tab. 5.6: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 3 51

Tab. 5.7: Abweichungen Abstand 4 52

Tab. 5.8: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 4 52

Tab. 5.9: Abweichungen Abstand 5 53

Tab. 5.10: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 5 53

Tab. 5.11: Abweichungen Abstand 6	54
Tab. 5.12: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 6	54
Tab. 5.13 Abweichungen der Winkel (1-6).....	56
Tab. 5.14: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 1	57
Tab. 5.15: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 2.....	57
Tab. 5.16: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 3.....	57
Tab. 5.17: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 4.....	58
Tab. 5.18: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 5.....	58
Tab. 5.19: p- und r-Werte der paarweisen Vergleiche bei Winkel 6.....	58
Tab. 11.1: Soll- und Ist-Werte Abstände Positionierungsplatte	97
Tab. 11.2: Ist-Werte Winkel Positionierungsplatte	97
Tab. 11.3: Übersicht der verwendeten Materialien	97

10 Literaturverzeichnis

1. 5401 DIN. Kugeln für Wälzlager und allgemeinen Industriebedarf. Deutsches Institut für Normung; 2002.
2. 10360 DIN EN ISO. Annahmeprüfung und Bestätigungsprüfung für Koordinatenmessgeräte. Deutsches Institut für Normung; 2002.
3. Abdel-Latif H. H., Hobkirk J. A., Kelleway J. P. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont*; 13: 513-519; 2000.
4. Al-Sukhun J., Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 22: 455-466; 2007.
5. Alikhasi M., Siadat H., Nasirpour A., Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent*; Article ID: 3761750; 2018.
6. Alsharbaty M. H. M., Alikhasi M., Zarrati S., Shamshiri A. R. A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont*; 28: 902-908; 2019.
7. Amornvit P., Sanohkan S., Peampring C. Studying the Optical 3D Accuracy of Intraoral Scans: An In Vitro Study. *J Healthc Eng*; Article ID: 5739312; 2020.
8. Andriessen F. S., Rijkens D. R., van der Meer W. J., Wismeijer D. W. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*; 111: 186-194; 2014.
9. Arakida T., Kanazawa M., Iwaki M., Suzuki T., Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res*; 62: 324-329; 2018.
10. Aumüller G., Wennemuth G., Doll A. Mundhöhle und Kauapparat. In: *Duale Reihe Anatomie. Georg Thieme Verlag*; Kapitel 3: 1030-1038; 2020.
11. Baig M. R. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 29: 869-880; 2014.
12. Baig M. R., Buzayan M. M., Yunus N. Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions. *J Investig Clin Dent*; 9: e12320; 2018.
13. Beecher R. M. Function and fusion at the mandibular symphysis. *Am J Phys Anthropol*; 47: 325-335; 1977.
14. Beecher R. M. Functional significance of the mandibular symphysis. *J Morphol*; 159: 117-130; 1979.
15. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*; 204: 505-511; 2008.

16. Boeddinghaus M., Breloer E. S., Rehmann P., Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*; 19: 2027-2034; 2015.
17. Boldt J., Knapp W., Proff P., Rottner K., Richter E. J. Measurement of tooth and implant mobility under physiological loading conditions. *Ann Anat*; 194: 185-189; 2012.
18. Boulton J. L., Gage J. P., Vincent P. F., Basford K. E. A laboratory study of dimensional changes for three elastomeric impression materials using custom and stock trays. *Aust Dent J*; 41: 398-404; 1996.
19. Brenner E. What is meant by "Symphysis of the Mandible". In: Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie. *Georg Thieme Verlag*; Kapitel 3: 260-261; 2013.
20. Bumann A., Lotzmann U. Farbatlanten der Zahnmedizin: Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien. *Georg Thieme Verlag*; 62; 2000.
21. Burch J. G., Borchers G. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res*; 49: 463; 1970.
22. Canabarro Sde A., Shinkai R. S. Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont*; 19: 177-182; 2006.
23. Carvalho C. I., Mello J. A., Sobrinho L. C., Correr A. B., Sinhoretto M. A. Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times. *J Contemp Dent Pract*; 12: 252-258; 2011.
24. Chaffee N. R., Bailey J. H., Sherrard D. J. Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part II: Complete arch form. *J Prosthet Dent*; 77: 235-238; 1997.
25. Chandran D. T., Jagger D. C., Jagger R. G., Barbour M. E. Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng*; 20: 243-249; 2010.
26. Chang P. K., Chen Y. C., Huang C. C., Lu W. H., Chen Y. C., Tsai H. H. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 27: 96-101; 2012.
27. Chen D. C., Lai Y. L., Chi L. Y., Lee S. Y. Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent*; 28: 583-588; 2000.
28. Cooper D. M., Thomas C. D., Clement J. G., Turinsky A. L., Sensen C. W., Hallgrímsson B. Age-dependent change in the 3D structure of cortical porosity at the human femoral midshaft. *Bone*; 40: 957-965; 2007.
29. Custodio W., Gomes S. G., Faot F., Garcia R. C., Del Bel Cury A. A. Occlusal force, electromyographic activity of masticatory muscles and mandibular flexure of subjects with different facial types. *J Appl Oral Sci*; 19: 343-349; 2011.
30. Dahl B. E., Dahl J. E., Ronold H. J. Internal fit of three-unit fixed dental prostheses produced by computer-aided design/computer-aided manufacturing and the lost-wax metal casting technique assessed using the triple-scan protocol. *Eur J Oral Sci*; 126: 66-73; 2018.

31. Dahl B. E., Ronold H. J., Dahl J. E. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent*; 117: 400-404; 2017.
32. De Marco T. J., Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent*; 31: 482-485; 1974.
33. DeLong R., Pintado M. R., Ko C. C., Hodges J. S., Douglas W. H. Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont*; 10: 78-85; 2001.
34. Duret F., Blouin J. L., Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*; 117: 715-720; 1988.
35. Ender A., Attin T., Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*; 115: 313-320; 2016.
36. Ender A., Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*; 109: 121-128; 2013.
37. Ender A., Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*; 16: 11-21; 2013.
38. Ender A., Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*; 46: 9-17; 2015.
39. Ender A., Zimmermann M., Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent*; 22: 11-19; 2019.
40. Fathi Kazerooni A., Pozo J. M., McCloskey E. V., Saligheh Rad H., Frangi A. F. Diffusion MRI for Assessment of Bone Quality; A Review of Findings in Healthy Aging and Osteoporosis. *J Magn Reson Imaging*; 51: 975-992; 2020.
41. Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent*; 64: 483-485; 1990.
42. Fischman B. M. The influence of fixed splints on mandibular flexure. *J Prosthet Dent*; 35: 643-647; 1976.
43. Flugge T. V., Schlager S., Nelson K., Nahles S., Metzger M. C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 144: 471-478; 2013.
44. Frigerio F. 3-dimensional surface imaging using Active Wavefront Sampling. Thesis, Massachusetts Institute of Technology; 2006.
45. Gates G. N., Nicholls J. I. Evaluation of mandibular arch width change. *J Prosthet Dent*; 46: 385-392; 1981.
46. Gimenez-Gonzalez B., Hassan B., Ozcan M., Pradies G. An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont*; 26: 650-655; 2017.
47. Gimenez B., Ozcan M., Martinez-Rus F., Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with

consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 29: 853-862; 2014.

48. Gimenez B., Pradies G., Martinez-Rus F., Ozcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 30: 56-64; 2015.

49. GOM. Annahme/Überwachung in Anlehnung an VDI/VDE 2634, Blatt 3. GOM Acceptance Test; 2013.

50. Goodacre B. J., Goodacre C. J., Baba N. Z. Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *Int J Prosthodont*; 31: 377-381; 2018.

51. Goodkind R. J., Heringlake C. B. Mandibular flexure in opening and closing movements. *J Prosthet Dent*; 30: 134-138; 1973.

52. Grunheid T., McCarthy S. D., Larson B. E. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 146: 673-682; 2014.

53. Güth J.-F., Beuer F., Brandl S., Ramberger M., Schweiger J., Edelhoff D. Computer Aided Impressioning - Die Zukunft der Abformung? *Digital Dental News*; 4: 26-38; 2010.

54. Guth J. F., Edelhoff D., Schweiger J., Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*; 20: 1487-1494; 2016.

55. Haddadi Y., Bahrami G., Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont*; 31: 375-376; 2018.

56. Hamalian T. A., Nasr E., Chidiac J. J. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*; 20: 153-160; 2011.

57. Hannam A. G., McMillan A. S. Internal organization in the human jaw muscles. *Crit Rev Oral Biol Med*; 5: 55-89; 1994.

58. Hayama H., Fueki K., Wadachi J., Wakabayashi N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res*; 62: 347-352; 2018.

59. Hellmuth T. Neuere Methoden in der konfokalen Mikroskopie. *Physikalische Blätter* 49: 489-491; 1993.

60. Herold G. Innere Medizin. *Gerd Herold Verlag*; 720; 2016.

61. Hertwig J. Experimentelle Untersuchungen zu Abzugkräften bei elastomeren Abformmaterialien. Med Diss, Halle (Saale); 2012.

62. Hobkirk J. A., Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 6: 319-328; 1991.

63. Hoods-Moonsammy V. J., Owen P., Howes D. G. A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impressions for long-span implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*; 27: 433-438; 2014.

64. Horiuchi M.; Ichikawa, T.; Noda, M.; Matsumoto, N. Use of interimplant displacement to measure mandibular distortion during jaw movements in humans. *Archives of oral biology*; 42: 185-188; 1997.
65. Hylander W. L. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. *Am J Phys Anthropol*; 64: 1-46; 1984.
66. Idris B., Houston F., Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent*; 74: 535-541; 1995.
67. Iturrate M., Lizundia E., Amezua X., Solaberrieta E. A new method to measure the accuracy of intraoral scanners along the complete dental arch: A pilot study. *J Adv Prosthodont*; 11: 331-340; 2019.
68. Jung F. [Elasticity of the bony structure of the juvenile dental system]. *Fortschr Kieferorthop*; 13: 56-62; 1952.
69. Kameyama A., Asami M., Noro A., Abo H., Hirai Y., Tsunoda M. The effects of three dry-field techniques on intraoral temperature and relative humidity. *J Am Dent Assoc*; 142: 274-280; 2011.
70. Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil*; 13: 423-432; 1986.
71. Keul C., Guth J. F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig*; 24: 735-745; 2020.
72. Koch G. K., Gallucci G. O., Lee S. J. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *J Prosthet Dent*; 115: 749-754; 2016.
73. Kordass B., Ruge S. On the analysis of condylar path versus real motion of the temporomandibular joint: application for Sicat Function. *Int J Comput Dent*; 18: 225-235; 2015.
74. Koriath T. W., Hannam A. G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res*; 73: 56-66; 1994.
75. Kühnel S.-M., Krebs D. Statistik für die Sozialwissenschaften. Grundlagen, Methoden, Anwendungen. *Rowohlt Taschenbuch Verlag*; 404 f.; 2006.
76. Kuhr F., Schmidt A., Rehmann P., Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent*; 55: 68-74; 2016.
77. Lang N. P., Kiel R. A., Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*; 10: 563-578; 1983.
78. Leziy S. S., Miller B. A. Integrating a Full Digital Workflow to Achieve Optimal Surgical and Restorative Outcomes in Implant Dentistry. *Compend Contin Educ Dent*; 40: 414-421; 2019.
79. Lieberman D. E., Crompton A. W. Why fuse the mandibular symphysis? A comparative analysis. *Am J Phys Anthropol*; 112: 517-540; 2000.
80. Lim J. H., Park J. M., Kim M., Heo S. J., Myung J. Y. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent*; 119: 225-232; 2018.

81. Logozzo Silvia, Zanetti Elisabetta M., Franceschini Giordano, Kilpelä Ari, Mäkynen Anssi. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*; 54: 203-221; 2014.
82. Luthardt R. G. Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z*; 59: 372-380; 2004.
83. Luthardt R. G., Kuhmstedt P., Walter M. H. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater*; 19: 19-24; 2003.
84. Luthardt R., Sandkuhl O., Brakhage P., Kühmstedt P., Lazarek K. Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung - Modellherstellung - Digitalisierung. *Dtsch Zahnärztl Z*; 54: 627-630; 1999.
85. Malik J., Rodriguez J., Weisbloom M., Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont*; 31: 107-113; 2018.
86. Mangano C., Luongo F., Migliario M., Mortellaro C., Mangano F. G. Combining Intraoral Scans, Cone Beam Computed Tomography and Face Scans: The Virtual Patient. *J Craniofac Surg*; 29: 2241-2246; 2018.
87. McDowell James A.; Regli, Carl P. A Quantitative Analysis of the Decrease in Width of the Mandibular Arch during Forced Movements of the Mandible. *Journal of Dental Research*; 40: 1183-1185; 1961.
88. Mediavilla Guzman A., Riad Deglow E., Zubizarreta-Macho A., Agustin-Panadero R., Hernandez Montero S. Accuracy of Computer-Aided Dynamic Navigation Compared to Computer-Aided Static Navigation for Dental Implant Placement: An In Vitro Study. *J Clin Med*; 8: 2123; 2019.
89. Mennito A. S., Evans Z. P., Lauer A. W., Patel R. B., Ludlow M. E., Renne W. G. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent*; 30: 113-118; 2018.
90. Mennito A. S., Evans Z. P., Nash J., Bocklet C., Lauer Kelly A., Bacro T., Cayouette M., Ludlow M., Renne W. G. Evaluation of the trueness and precision of complete arch digital impressions on a human maxilla using seven different intraoral digital impression systems and a laboratory scanner. *J Esthet Restor Dent*; 31: 369-377; 2019.
91. Michelinakis G., Apostolakis D., Tsagarakis A., Kourakis G., Pavlakis E. A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study. *J Prosthet Dent*: Epub ahead of print; 2019.
92. Minsky M. Microscopy apparatus. US Patent 3013467; 1961.
93. Mormann W. H. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*; 137 Suppl: 7S-13S; 2006.
94. Muallah J., Wesemann C., Nowak R., Robben J., Mah J., Pospiech P., Bumann A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent*; 20: 151-164; 2017.
95. Muhlemann H. R. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol*; 38: 686-713; 1967.

96. Muller P., Ender A., Joda T., Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*; 47: 343-349; 2016.
97. Murray G. M., Bhutada M., Peck C. C., Phanachet I., Sae-Lee D., Whittle T. The human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral Biol*; 52: 377-380; 2007.
98. Murray G. M., Phanachet I., Uchida S., Whittle T. The role of the human lateral pterygoid muscle in the control of horizontal jaw movements. *J Orofac Pain*; 15: 279-292; 2001.
99. Murray G. M., Phanachet I., Uchida S., Whittle T. The human lateral pterygoid muscle: a review of some experimental aspects and possible clinical relevance. *Aust Dent J*; 49: 2-8; 2004.
100. Mutwalli H., Braian M., Mahmood D., Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent*; Article ID: 5189761; 2018.
101. Naidu D., Freer T. J. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 144: 304-310; 2013.
102. Nassar U., Oko A., Adee S., El-Rich M., Flores-Mir C. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent*; 109: 172-178; 2013.
103. Nave S. B. Untersuchungen zum Polyetherabformmaterial Impregum Penta Soft. Med Diss, Gießen; 2000.
104. Nedelcu R., Olsson P., Nystrom I., Ryden J., Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*; 69: 110-118; 2018.
105. Nissan J., Laufer B. Z., Brosh T., Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent*; 83: 161-165; 2000.
106. Nötzel F., Schultz C. Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 86; 2001.
107. O'Connor Esteban M., Riad Deglow E., Zubizarreta-Macho A., Hernandez Montero S. Influence of the Digital Mock-Up and Experience on the Ability to Determine the Prosthetically Correct Dental Implant Position during Digital Planning: An In Vitro Study. *J Clin Med*; 9: E48; 2019.
108. O'Toole S., Osnes C., Bartlett D., Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater*; 35: 495-500; 2019.
109. Omar R., Wise M. D. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. *J Oral Rehabil*; 8: 209-221; 1981.
110. Ortorp A., Jemt T., Back T., Jalevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont*; 16: 194-200; 2003.
111. Pamenius M., Ohlson N. G. Influence of dimensional stability of impression materials on the probability of acceptance of a prosthetic restoration. *Biomaterials*; 16: 1193-1197; 1995.

112. Parameshwari G., Chittaranjan B., Sudhir N., Anulekha-Avinash C. K., Taruna M., Ramureddy M. Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible- An in vitro study. *J Clin Exp Dent*; 10: 388-395; 2018.
113. Park S., Kang H. C., Lee J., Shin J., Shin Y. G. An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning. *Comput Methods Programs Biomed*; 118: 11-22; 2015.
114. Patzelt S. B., Emmanouilidi A., Stampf S., Strub J. R., Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*; 18: 1687-1694; 2014.
115. Pedersen E., Andersen K., Melsen B. Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique. *Eur J Orthod*; 13: 65-74; 1991.
116. Picton D. C. Distortion of the jaws during biting. *Arch Oral Biol*; 7: 573-580; 1962.
117. Praca L., Pekam F. C., Rego R. O., Radermacher K., Wolfart S., Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dent Mater*; 34: 280-288; 2018.
118. Prasad M., Hussain M. Z., Shetty S. K., Kumar T. A., Khaur M., George S. A., Dalwai S. Median mandibular flexure at different mouth opening and its relation to different facial types: A prospective clinical study. *J Nat Sci Biol Med*; 4: 426-430; 2013.
119. Prithviraj D. R., Bhalla H. K., Vashisht R., Sounderraj K., Prithvi S. Revolutionizing restorative dentistry: an overview. *J Indian Prosthodont Soc*; 14: 333-343; 2014.
120. Quaas S., Rudolph H., Luthardt R. G. CAD/CAM-Systeme für die Praxis. *Zahnaerztl Mitt*; 23: 52-58; 2008.
121. Quick D. C., Holtan J. R., Ross G. K. Use of a scanning laser three-dimensional digitizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials. *J Prosthet Dent*; 68: 229-235; 1992.
122. Rateitschak K., Wolf H. Farbatlanten der Zahnmedizin: Parodontologie. *Georg Thieme Verlag*; 460; 2012.
123. Regli C. P., Kelly E. K. The phenomenon of decreased mandibular arch width in opening movements. *J Prosthet Dent*; 17: 49-53; 1967.
124. Rehmann P., Sichwardt V., Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont*; 30: 27-29; 2017.
125. Reich S., Peters F., Schenk O., Hartkamp O. The face scan as a means for the visualization of complex prosthetic reconstructions. *Int J Comput Dent*; 19: 231-238; 2016.
126. Reich S., Vollborn T., Mehl A., Zimmermann M. Intraoral optical impression systems--an overview. *Int J Comput Dent*; 16: 143-162; 2013.
127. Reich S., Yatmaz B., Raith S. Do "cut out-rescan" procedures have an impact on the accuracy of intraoral digital scans? *J Prosthet Dent*: Epub ahead of print; 2020.

128. Renne W., Ludlow M., Fryml J., Schurch Z., Mennito A., Kessler R., Lauer A. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosth Dent*; 118: 36-42; 2017.
129. Richter E.-J. In-vivo-Messungen zur Unterkieferdeformation und Konsequenzen für implantatverankerte Suprastrukturen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 109: 117-126; 1999.
130. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. *Georg Thieme Verlag*; 2018.
131. Ruge S., Kordass B. 3D-VAS--initial results from computerized visualization of dynamic occlusion. *Int J Comput Dent*; 11: 9-16; 2008.
132. Salman M. Vergleichende Untersuchungen zur Präzision von Abformmaterialien und Abformtechniken bei Ankylos- und Xive-Implantatsystemen. *Med Diss, Gießen*; 2016.
133. Schieferstein H. Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems. In: Zäh M, Reinhart G (Hrsg.). Forschungsberichte iwv Band 180. *Herbert Utz Verlag*; Kapitel 1: 3-10; 2003.
134. Schmidt A., Benedickt C. R., Schlenz M. A., Rehmann P., Wostmann B. Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *J Prosthodont Res*; 64: 167-174; 2020.
135. Schmidt A., Billig J. W., Schlenz M. A., Wostmann B. A new 3D-method to assess the inter implant dimensions in patients - A pilot study. *J Clin Exp Dent*; 12: 187-192; 2020.
136. Schmidt A., Haussling T., Rehmann P., Schaaf H., Wostmann B. Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study. *J Prosthodont Res*; 62: 245-251; 2018.
137. Schmidt A., Klusmann L., Wostmann B., Schlenz M. A. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med*; 9: E688; 2020.
138. Schuhmann N. Best Fit Matching von Punktwolken. In: Fraunhofer IPA Stuttgart 7 Anwenderforum Rapid Product Development. 25.09.2002.
139. Schünke M., Schulte E., Schumacher U. Kopf und Hals. In: Prometheus Lernatlas der Anatomie. *Georg Thieme Verlag*; Kapitel 1-4; 2006.
140. Schweiger J., Kieschnick A. CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. *teamwork media GmbH*; 2017.
141. Sessle B. J., Gurza S. C. Jaw movement-related activity and reflexly induced changes in the lateral pterygoid muscle of the monkey *Macaca fascicularis*. *Arch Oral Biol*; 27: 167-173; 1982.
142. Sfondrini M. F., Gandini P., Malfatto M., Di Corato F., Trovati F., Scribante A. Computerized Casts for Orthodontic Purpose Using Powder-Free Intraoral Scanners: Accuracy, Execution Time, and Patient Feedback. *Biomed Res Int*; Article ID: 4103232; 2018.
143. Shinkai R. S., Canabarro Sde A., Schmidt C. B., Sartori E. A. Reliability of a digital image method for measuring medial mandibular flexure in dentate subjects. *J Appl Oral Sci*; 12: 358-362; 2004.

144. Sivaraman K., Chopra A., Venkatesh S. B. Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review. *J Oral Rehabil*; 43: 215-225; 2016.
145. Stelzenmüller W. Anatomische Grundlagen zur Therapie von CMD (nicht nur) für Physiotherapeuten. In: Stelzenmüller W, Wiesner J (Hrsg.). Therapie von Kiefergelenkschmerzen. *Georg Thieme Verlag*; Kapitel 1.5: 5; 2010.
146. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*; 38: 553-559; 2010.
147. Thome. Technische Daten der CNC-Messmaschine RAPID Gesamtkatalog. Thome Präzision; 2012.
148. Thongthammachat S., Moore B. K., Barco M. T., 2nd, Hovijitra S., Brown D. T., Andres C. J. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*; 11: 98-108; 2002.
149. Tinschert J., Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 2007.
150. Tomita Y., Uechi J., Konno M., Sasamoto S., Iijima M., Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J*; 37: 628-633; 2018.
151. Vadapalli S. B., Atluri K., Putcha M. S., Kondreddi S., Kumar N. S., Tadi D. P. Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophase polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions. *J Int Soc Prev Community Dent*; 6: 302-308; 2016.
152. van der Meer W. J., Andriessen F. S., Wismeijer D., Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*; 7: e43312; 2012.
153. Vandeweghe S., Vervack V., Dierens M., De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*; 28: 648-653; 2017.
154. Vogel A. B., Kilic F., Schmidt F., Rubel S., Lapatki B. G. Dimensional accuracy of jaw scans performed on alginate impressions or stone models: A practice-oriented study. *J Orofac Orthop*; 76: 351-365; 2015.
155. Wadhvani C. P., Johnson G. H., Lepe X., Raigrodski A. J. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*; 93: 530-539; 2005.
156. Wassell R. W., Ibbetson R. J. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *J Prosthet Dent*; 65: 748-757; 1991.
157. Weckenmann A. Koordinatenmesstechnik - Flexible Strategien für funktions- und fertigungsgerechtes Prüfen. *Hanser Fachbuch*; 2012.
158. Wesemann C., Muallah J., Mah J., Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int*; 48: 41-50; 2017.

159. Winkler J., Gkantidis N. Trueness and precision of intraoral scanners in the maxillary dental arch: an in vivo analysis. *Sci Rep*; 10: 1172; 2020.
160. Wiranto M. G., Engelbrecht W. P., Tutein Nolthenius H. E., van der Meer W. J., Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginat impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 143: 140-147; 2013.
161. Wolf L., Bergauer B., Adler W., Wichmann M., Matta R. E. Three-dimensional evaluation of mandibular deformation during mouth opening. *Int J Comput Dent*; 22: 21-27; 2019.
162. Wöstmann B. Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen? *ZWR*; 105: 247-250; 1996.
163. Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Quintessenz Verlags-GmbH; 1998.
164. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnaerzt Mitt*; 21: 32-39; 2005.
165. Wöstmann B., Dohle A., Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnaerzt Z*; 49: 679-682; 1994.
166. Wöstmann B., Höing M., Ferger P. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnaerzt Z*; 53: 753-756; 1998.
167. Wöstmann B., Powers J. M. Präzisionsabformungen - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis Abformkompendium 3M Health Care Academy; 2016.
168. Wostmann B., Rehmann P., Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont*; 21: 299-301; 2008.
169. Yeung M., Abdulmajeed A., Carrico C. K., Deeb G. R., Bencharit S. Accuracy and precision of 3D-printed implant surgical guides with different implant systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent*: Epub ahead of print; 2019.
170. Yilmaz H., Aydin C., Gul B., Yilmaz C., Semiz M. Effect of disinfection on the dimensional stability of polyether impression materials. *J Prosthodont*; 16: 473-479; 2007.
171. Zarauz C., Valverde A., Martinez-Rus F., Hassan B., Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*; 20: 799-806; 2016.
172. Zarone F., Apicella A., Nicolais L., Aversa R., Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*; 14: 103-114; 2003.
173. Zimmermann M., Ender A., Mehl A. Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc*; 151: 127-135; 2020.
174. Zimmermann M., Mehl A., Mormann W. H., Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*; 18: 101-129; 2015.

11 Anhang

11.1 Tabellen

Die Tabelle 10.1 zeigt die Mittelwerte aus zehn Messungen (Ist-Werte) sowie die zur Herstellung der Positionierungsplatte vorgegebenen Werte (Soll-Werte). Weiterhin sind die definitiven Referenzwerte nach Einberechnung der Temperaturänderung dargestellt. Diese wurden später mit den Daten aus den Untersuchungen verglichen.

Tab. 11.1: Soll- und Ist-Werte Abstände Positionierungsplatte

Abstände	1 (1_2)	2 (1_3)	3 (1_4)	4 (2_3)	5 (2_4)	6 (3_4)
Soll-Wert (mm)	23,087	44,777	46,000	32,000	44,777	23,087
Ist-Wert Mittelwert \pm Standardabweichung (mm)	23,087 $\pm 0,004$	44,780 $\pm 0,003$	46,002 $\pm 0,003$	32,005 $\pm 0,002$	44,783 $\pm 0,002$	23,091 $\pm 0,002$
Ist-Wert (inkl. Berechnung Temperaturänderung)	23,091	44,788	46,010	32,010	44,791	23,095

Tab. 11.2: Ist-Werte Winkel Positionierungsplatte

Winkel	1 (E1_E2)	2 (E1_E3)	3 (E1_E4)	4 (E2_E3)	5 (E2_E4)	6 (E3_E4)
Ist-Wert (Grad °)	0,03	0,05	0,05	0,03	0,05	0,03

Tab. 11.3: Übersicht der verwendeten Materialien

Produktname	Material	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeitsdatum
Grandio Flow	Komposit	Voco, Cuxhafen, Deutschland	1850668	09/20

Polyether Adhesive	Haftlack	3M Espe, Seefeld, Deutschland	4491118	07/20
Impregum Penta Soft Quick	Polyether	3M Espe, Seefeld, Deutschland	4811262	12/20
GC Fujirock EP	Gips	GC, Leu- ven, Belgi- en	1806206	06/21

11.2 Votum Ethik-Kommission

JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT
GIESSEN



FACHBEREICH 11

MEZIZIN



Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie), D-35385 Gießen

Prof. Dr. B. Wöstmann
Zahnärztliche Prothetik
Schlangenzahl 14
35385 Gießen

**ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. H. Tillmanns**

Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie)
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470 / 47660
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 10. Mai 2019
Dr. Kr./

AZ.: 163/15

Titel: *Klinische Studie zur Messung der Dimensionsstabilität bei digitalen Ganzkieferabformungen und die Entwicklung einer neuen Meßmethode.*

Amendment vom 29.05.19, Eingang 02.05.19

Hier: Klinische Studie zur Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula unter Anwendung einer weiterentwickelten Meßmethode

Sehr geehrter Herr Prof. Wöstmann,

Liebe Ken Wöstmann,

die oben genannten Unterlagen wurden gemeinsam mit einem weiteren Mitglied der Kommission, Herrn Apotheker Brumhard am 10.05.19 besprochen. Das Ziel der geplanten Erweiterung ist die Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula während der Mundöffnung sowie deren Einfluß auf die Ganzkieferabformung. Dafür sollen die digitalen und konventionellen Abformungen mit Hilfe einer weiterentwickelten Methode einer Referenzmessung (Oralscanner) verglichen werden. Die Untersuchungen sollen an freiwilligen Probanden der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen durchgeführt werden. Nach dem reversiblen Aufkleben von Meßkugeln auf die Seitenzähne des Unterkiefers werden zwei Scans des gesamten Unterkiefers während einer maximalen und einer möglichst minimalen Mundöffnung durchgeführt. Danach erfolgt eine konventionelle Abformung der Unterkieferzahnreihe mit Polyetherabformmaterial. Um ein optimales Ergebnis zu erzielen, werden alle Scans gemäß Herstellerangaben durchgeführt. Die digitalen Messungen werden mit den Abformungen verglichen.

Anmerkung: Da es sich um gesunde Probanden handelt, sollte dies auch bereits in der Überschrift und in der Anrede der Aufklärung sowie der Einwilligung berücksichtigt werden.

Die Ethik-Kommission hat ansonsten keine Einwände und stimmt dem Amendment zu.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. H. Tillmanns
Vorsitzender

11.3 Probanden-Information und -Einwilligung

ZZMK Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Probanden-Information und –Einwilligung zur Durchführung einer klinischen Studie mit volljährigen einwilligungsfähigen Probanden¹

Prüfstelle: Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Schlangenzahl 14
35392 Gießen
Tel.: 0641-99-46150

Prüfärzte: ZÄ Leona Klußmann, ZA Dr. Alexander Schmidt

Klinische Studie zur Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula unter Anwendung einer weiterentwickelten Messmethode

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

wir möchten Sie fragen, ob Sie bereit sind, an der nachfolgend beschriebenen klinischen Studie teilzunehmen.

Klinische Studien sind notwendig, um Erkenntnisse über die Wirksamkeit und Verträglichkeit von medizinischen Behandlungsmethoden zu gewinnen oder zu erweitern. Die klinische Studie, die wir Ihnen hier vorstellen, wurde von der zuständigen Ethikkommission zustimmend bewertet. Diese klinische Prüfung wird in der Poliklinik der zahnärztlichen Prothetik durchgeführt; es sollen insgesamt ungefähr 50 Personen daran teilnehmen. Die Studie wird veranlasst, organisiert und finanziert durch die Poliklinik für zahnärztliche Prothetik in Gießen.

Ihre Teilnahme an dieser klinischen Studie ist freiwillig. Sie werden in diese Prüfung also nur dann einbezogen, wenn Sie dazu schriftlich Ihre Einwilligung erklären. Sofern Sie nicht an der klinischen Studie teilnehmen oder später aus ihr ausscheiden möchten, erwachsen Ihnen daraus keine Nachteile.

Sie wurden bereits auf die geplante Studie angesprochen. Der nachfolgende Text soll Ihnen die Ziele und den Ablauf erläutern. Anschließend wird ein Prüfarzt das Aufklärungsgespräch mit Ihnen führen. Bitte zögern Sie nicht, alle Punkte anzusprechen, die Ihnen unklar sind. Sie werden danach ausreichend Bedenkzeit erhalten, um über Ihre Teilnahme zu entscheiden.

1. Warum wird diese Studie durchgeführt?

Bislang gibt es wenige Untersuchungen über die Veränderung der Unterkieferspanne während einer großen Mundöffnung. Dies könnte vor allem beim Abformprozess für

¹ Im Rahmen dieses Textes schließt die männliche Bezeichnung stets die weibliche Bezeichnung mit ein.

Zahnersatz und der Herstellung von Ganzkieferversorgungen einen großen Einfluss haben. Von der Durchführung der vorgesehenen klinischen Prüfung mit einem intraoralen Scanner, erhoffen wir uns daher eine Darstellung der Deformation des Unterkiefers und somit eine Verbesserung im Herstellungsprozess von Zahnersatz.

2. Wie ist der Ablauf der Studie und was muss ich bei Teilnahme beachten?

In dieser Studie werden zwei Scans ihrer Unterkieferzähne angefertigt, sowie eine konventionelle Abformung mit einem Abformmaterial in einem Metalllöffel. Ein intraoraler Scan ist vergleichbar mit einer Videoaufnahme der Zähne. Vor dem Scannen werden vier kleine Metallkugeln mit einem Füllungskunststoff auf ihren Unterkieferzähnen zeitweise befestigt. Diese Kugeln werden als Referenz benötigt. Sie lassen sich nach dem Scanvorgang restlos durch einfaches Ziehen von den Zähnen lösen. Es findet nur ein ca. 30-minütiger Behandlungstermin statt, Nachuntersuchungen sind nicht erforderlich. Die Zähne werden hierbei nicht geschädigt.

3. Welchen persönlichen Nutzen habe ich von der Teilnahme an der Studie?

Sie werden durch die Teilnahme an dieser Studie keinen persönlichen Gesundheitsnutzen haben. Die Ergebnisse der Studie können aber möglicherweise dazu beitragen, die Übertragungsgenauigkeiten bei Abformungen und die zukünftige Entwicklung intraoraler Scanner hinsichtlich der Ganzkieferabformung zu verbessern.

4. Welche Risiken sind mit der Teilnahme an der Studie verbunden?

Es bestehen für Sie keine Risiken, wenn Sie an der Studie teilnehmen.

5. Wer darf an dieser klinischen Studie nicht teilnehmen?

Probanden mit fehlender Bezahnung im Unterkiefer oder mit herausnehmbarem Zahnersatz im Unterkieferseitenzahnbereich dürfen nicht an der Studie teilnehmen.

6. Entstehen für mich Kosten durch die Teilnahme an der wissenschaftlichen Studie? Erhalte ich eine Aufwandsentschädigung?

Durch die Teilnahme an dieser Studie entstehen für Sie keine Kosten.

7. Bin ich während der klinischen Prüfung versichert?

Bei der klinischen Studie sind Sie gemäß der Betriebshaftpflichtversicherung des Klinikums versichert. Der Umfang des Versicherungsschutzes ergibt sich aus den Versicherungsunterlagen, die Sie auf Wunsch ausgehändigt bekommen.

Wenn Sie vermuten, dass durch die Teilnahme an der klinischen Prüfung Ihre Gesundheit geschädigt oder bestehende Leiden verstärkt wurden, müssen Sie dies unverzüglich dem Versicherer

Name und Anschrift der Versicherung:
Telefon:
Fax:
Versicherungsnummer:

direkt anzeigen, gegebenenfalls mit Unterstützung durch Ihren Prüfarzt, um Ihren Versicherungsschutz nicht zu gefährden. Sofern Ihr Prüfarzt Sie dabei unterstützt, erhalten Sie eine Kopie der Meldung. Sofern Sie Ihre Anzeige direkt an den Versicherer richten, informieren Sie bitte zusätzlich Ihren Prüfarzt.

Bei der Aufklärung der Ursache oder des Umfangs eines Schadens müssen Sie mitwirken und alles unternehmen, um den Schaden abzuwenden und zu mindern.

Auf Wunsch erhalten Sie ein Exemplar der Versicherungsbedingungen.

Wir weisen Sie ferner darauf hin, dass Sie auf dem Weg von und zur Prüfstelle nicht unfallversichert sind.

8. Werden mir neue Erkenntnisse während der wissenschaftlichen Studie mitgeteilt?

Sie werden über neue Erkenntnisse, die in Bezug auf diese klinische Studie bekannt werden und die für Ihre Bereitschaft zur weiteren Teilnahme wesentlich sein können, informiert. Auf dieser Basis können Sie dann Ihre Entscheidung zur weiteren Teilnahme an dieser klinischen Prüfung überdenken.

9. Wer entscheidet, ob ich aus der klinischen Studie ausscheide?

Sie können jederzeit, auch ohne Angabe von Gründen, Ihre Teilnahme beenden, ohne dass Ihnen dadurch irgendwelche Nachteile entstehen.

Unter gewissen Umständen ist es aber auch möglich, dass der Prüfarzt oder der für die Studie Verantwortliche entscheidet, Ihre Teilnahme an der wissenschaftlichen Prüfung vorzeitig zu beenden, ohne dass Sie auf die Entscheidung Einfluss haben. Die Gründe hierfür können z.B. sein:

- Die Kugeln passen in der geplanten Position nicht auf ihre Zähne
- Es wird die gesamte klinische Studie abgebrochen.

10. Was geschieht mit meinen Daten?

Während der klinischen Studie werden medizinische Befunde und persönliche Informationen von Ihnen erhoben und in der Prüfstelle in Papierform und elektronisch gespeichert. Die für die klinische Studie wichtigen Daten werden zusätzlich in pseudonymisierter Form gespeichert, ausgewertet und gegebenenfalls weitergegeben. Pseudonymisiert bedeutet, dass keine Angaben von Namen oder Initialen verwendet werden, sondern nur ein Nummern- und/oder Buchstabencode.

Die Daten sind gegen unbefugten Zugriff gesichert.

11. Was geschieht mit den Aufnahmen meiner Zähne?

Die Aufnahmen (Intraoralscans) und Gipsmodelle ihrer Zähne werden nach Abschluss der Studie gelöscht bzw. vernichtet.

12. An wen wende ich mich bei weiteren Fragen?

Beratungsgespräche an der Prüfstelle

Sie haben stets die Gelegenheit zu weiteren Beratungsgesprächen mit dem auf Seite 1 genannten oder einem anderen Prüfarzt.

Prüfstelle: Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Schlangenzahl 14
35392 Gießen
Tel.: 0641-99-46150

Prüfärzte: ZÄ Leona Klußmann, ZA Dr. Alexander Schmidt

**Klinische Studie zur Untersuchung der elastischen Deformation der
Mandibula unter Anwendung einer weiterentwickelten
Messmethode**

Einwilligungserklärung

.....
Name des Probanden in Druckbuchstaben

geb. am Teilnehmer-Nr.

Ich bin in einem persönlichen Gespräch durch den Prüfärz

.....
Name der Ärztin/des Arztes

ausführlich und verständlich über die zu prüfende Behandlungsmethode und die Vergleichsmethode sowie über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der klinischen Studie aufgeklärt worden. Ich habe darüber hinaus den Text der Probandeninformation sowie die hier nachfolgend abgedruckte Datenschutzerklärung gelesen und verstanden. Ich hatte die Gelegenheit, mit dem Prüfärz über die Durchführung der klinischen Prüfung zu sprechen. Alle meine Fragen wurden zufrieden stellend beantwortet.

Möglichkeit zur Dokumentation zusätzlicher Fragen seitens des Probanden oder sonstiger Aspekte des Aufklärungsgesprächs:

.....
.....
.....
.....

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden.

Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Prüfung zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich), ohne dass mir irgendwelche Nachteile entstehen.

Datenschutz:

Mir ist bekannt, dass bei dieser klinischen Prüfung personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der klinischen Prüfung folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, das heißt ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der klinischen Prüfung teilnehmen.

1. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser klinischen Studie personenbezogene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, über mich erhoben und in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik aufgezeichnet werden. Soweit erforderlich, dürfen die erhobenen Daten pseudonymisiert (verschlüsselt) weitergegeben werden an den Verantwortlichen oder eine von diesem beauftragte Stelle zum Zwecke der wissenschaftlichen Auswertung.
2. Außerdem erkläre ich mich damit einverstanden, dass autorisierte und zur Verschwiegenheit verpflichtete Beauftragte des Verantwortlichen sowie die zuständigen Überwachungsbehörden in meine beim Prüfarzt vorhandenen personenbezogenen Daten, insbesondere meine Gesundheitsdaten, Einsicht nehmen, soweit dies für die Überprüfung der ordnungsgemäßen Durchführung der Studie notwendig ist. Für diese Maßnahme entbinde ich den Prüfarzt von der ärztlichen Schweigepflicht.
3. Ich bin bereits darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an der klinischen Prüfung beenden kann. Im Fall eines solchen Widerrufs meiner Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, erkläre ich mich damit einverstanden, dass die bis zu diesem Zeitpunkt gespeicherten Daten weiterhin verwendet werden dürfen, soweit dies erforderlich ist, um sicherzustellen, dass meine schutzwürdigen Interessen nicht beeinträchtigt werden. Falls ich meine Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, widerrufe, müssen alle Stellen, die meine personenbezogenen Daten, insbesondere Gesundheitsdaten, gespeichert haben, unverzüglich prüfen, inwieweit die gespeicherten Daten zu dem vorgenannten Zweck noch erforderlich sind. Nicht mehr benötigte Daten sind unverzüglich zu löschen.
4. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie zehn Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit nicht gesetzliche, satzungsmäßige oder vertragliche Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.

**Ich erkläre mich bereit,
an der oben genannten klinischen Studie
freiwillig teilzunehmen.**

Ein Exemplar der Probanden-Information und -Einwilligung habe ich erhalten. Ein Exemplar verbleibt im Prüfzentrum.

.....
Name des Probanden in Druckbuchstaben

A large rectangular grey box used to redact the signature of the participant.

.....
Datum

.....
Unterschrift des **Probanden**

Ich habe das Aufklärungsgespräch geführt und die Einwilligung des Probanden eingeholt.

.....
Name des Prüfarztes/der Prüfärztin in Druckbuchstaben

.....
Datum

.....
Unterschrift des aufklärenden **Prüfarztes/der Prüfärztin**

Ergänzende Information für Studienteilnehmer gemäß Europäischer Datenschutz-Grundverordnung¹

Klinische Studie zur Untersuchung der elastischen Deformation der Mandibula unter Anwendung einer weiterentwickelten Messmethode

Sehr geehrte/r Studienteilnehmer/in,

aufgrund des Wirksamwerdens der Europäischen Datenschutz-Grundverordnung = **DS-GVO** zum 25. Mai 2018, ändern sich die Datenschutzvorschriften in Europa. Daher ergeben sich dadurch neue Anforderungen an die Verarbeitung personenbezogener Daten.

Dies beinhaltet z.B. Informationen über die Erfassung, Speicherung und Weiterleitung ihrer personenbezogenen Daten sowie Ihre diesbezüglichen Rechte. Als mögliche/r Studienteilnehmer/in erhalten Sie diese Informationen im Rahmen des Aufklärungsgesprächs durch Ihren Prüfer und in der schriftlichen Patienteninformation- und Einwilligungserklärung zur klinischen Studie.

Der in der Patienteninformation- und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen klinischen Studie beschriebene Umgang mit Ihren Daten gilt weiterhin.

Zusätzlich werden Sie hiermit über die in der DS-GVO festgelegten Rechte informiert (Artikel 12 ff. DS-GVO):

Rechtsgrundlage

Die Rechtsgrundlage zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten bilden bei klinischen Studien Ihre freiwillige schriftliche Einwilligung gemäß DS-GVO sowie der Deklaration von Helsinki (Erklärung des Weltärztebundes zu den ethischen Grundsätzen für die medizinische Forschung am Menschen) und der Leitlinie für Gute Klinische Praxis. Bei Arzneimittel-Studien ist zusätzlich das Arzneimittelgesetz Rechtsgrundlage, bei Medizinprodukte-Studien entsprechend das Medizinproduktegesetz anzuwenden.

Bezüglich Ihrer Daten haben Sie folgende Rechte (Artikel 13 ff. DS-GVO):

Recht auf Auskunft

Sie haben das Recht auf Auskunft über die Sie betreffenden personenbezogenen Daten, die im Rahmen der klinischen Studie erhoben, verarbeitet oder ggf. an Dritte übermittelt werden (Aushändigen einer *kostenfreien* Kopie) (Artikel 15 DS-GVO).

¹ Verordnung (EU) 2016/679 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 27. April 2016 zum Schutz natürlicher Personen bei der Verarbeitung personenbezogener Daten, zum freien Datenverkehr und zur Aufhebung der Richtlinie 95/46/EG (Datenschutz-Grundverordnung)

Recht auf Berichtigung

Sie haben das Recht Sie betreffende unrichtigen personenbezogene Daten berichtigen zu lassen (Artikel 16 und 19 DS-GVO).

Recht auf Löschung

Sie haben das Recht auf Löschung Sie betreffender personenbezogener Daten, z. B. wenn diese Daten für den Zweck, für den sie erhoben wurden, nicht mehr notwendig sind (Artikel 17 und 19 DS-GVO).

Recht auf Einschränkung der Verarbeitung

Unter bestimmten Voraussetzungen haben Sie das Recht auf Einschränkung der Verarbeitung zu verlangen, d.h. die Daten dürfen nur gespeichert, nicht verarbeitet werden. Dies müssen Sie beantragen. Wenden Sie sich hierzu bitte an ihren Prüfer oder an den Datenschutzbeauftragten des Prüfzentrums (Artikel 18 und 19 DS-GVO).

Im Falle der Berichtigung, Löschung, Einschränkung der Verarbeitung werden zudem all jene benachrichtigt, die Ihre Daten erhalten haben (Artikel 17 (2) und Artikel 19 DS-GVO).

Recht auf Datenübertragbarkeit

Sie haben das Recht, die sie betreffenden personenbezogenen Daten, die sie dem Verantwortlichen für die klinische Studie / klinische Prüfung bereitgestellt haben, zu erhalten. Damit können Sie beantragen, dass diese Daten entweder Ihnen oder, soweit technisch möglich, einer anderen von Ihnen benannten Stelle übermittelt werden (Artikel 20 DS-GVO).

Widerspruchsrecht

Sie haben das Recht, jederzeit gegen konkrete Entscheidungen oder Maßnahmen zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten Widerspruch einzulegen (Art 21 DS-GVO). Eine solche Verarbeitung findet anschließend grundsätzlich nicht mehr statt.

Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten und Recht auf Widerruf dieser Einwilligung

Die Verarbeitung ihrer personenbezogenen Daten ist nur mit Ihrer Einwilligung rechtmäßig (Artikel 6 DS-GVO).

Sie haben das Recht, ihre Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten jederzeit zu widerrufen. Es dürfen jedoch die bis zu diesem Zeitpunkt erhobenen Daten durch die in der Patienteninformation- und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen klinischen Studie / Prüfung genannten Stellen verarbeitet werden (Artikel 7, Absatz 3 DS-GVO).

Benachrichtigung bei Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten („Datenschutzpannen“)

Hat eine Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten voraussichtlich ein hohes Risiko für Ihre persönlichen Rechte und Freiheiten zur Folge, so werden Sie unverzüglich benachrichtigt (Artikel 34 DS-GVO).

Möchten Sie eines dieser Rechte in Anspruch nehmen, wenden Sie sich bitte an Ihren Prüfer oder an den Datenschutzbeauftragten Ihres Prüfzentrums. Außerdem haben Sie das Recht, Beschwerde bei der/den Aufsichtsbehörde/n einzulegen, wenn Sie der Ansicht sind, dass die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten gegen die DS-GVO verstößt (siehe Kontaktdaten).

Kontaktdaten**Datenschutz: Kontaktdaten Prüfzentrum**

Datenschutzbeauftragte/r		Datenschutz-Aufsichtsbehörde	
ggf. Name:	Prof. Dr. Bernd Wöstmann	ggf. Name:	Der Hessische Datenschutzbeauftragte
Adresse:	Schlangenzahl 14 35392 Gießen	Adresse:	Gustav-Stresemann-Ring 1 65189 Wiesbaden
Telefon:	0641-99-46141	Telefon:	0611-14080
E-Mail	bernd.woestmann@dentist.med.uni-giessen.de	E-Mail	poststelle@datenschutz.hessen.de

Datenschutz: Kontaktdaten des Sponsors/der Studienleitung der klinischen Studie

Datenschutzbeauftragte/r		Datenschutz-Aufsichtsbehörde	
Name:	Datenschutzbeauftragter der Justus-Liebig Universität Gießen	Name:	Der Hessische Datenschutzbeauftragte
Adresse:	Ludwigstraße 23 35390 Gießen	Adresse:	Gustav-Stresemann-Ring 1 65189 Wiesbaden
Telefon:	0641-99 12230	Telefon:	Telefon: 0611-140 80
E-Mail	datenschutz@uni-giessen.de	E-Mail	poststelle@datenschutz.hessen.de

Für die Datenverarbeitung Verantwortliche/r

ggf. Name	Justus-Liebig Universität Gießen
Adresse:	Ludwigstraße 23 35390 Gießen
Telefon:	0641-99 0
E-Mail	praesident@uni-giessen.de

Name in Druckschrift

Datum

Unterschrift

12 Publikationsverzeichnis

Aus der vorliegenden Arbeit ist bisher folgende Publikation hervorgegangen:

Klussmann L., Schmidt A., Schlenz M. A., Wöstmann B. Investigation of Elastic Mandibular Deformation During Mouth Opening: A Pilot Study. *J Dent Res* 99 (Spec Iss A): 3155, <https://iadr.abstractarchives.com/abstract/20iags-3316175/investigation-of-elastic-mandibular-deformation-during-mouth-opening-a-pilot-study>, 2020.



Investigation of Elastic Mandibular Deformation During Mouth Opening: A Pilot Study

L. Klussmann^a, A. Schmidt, M.A. Schlenz, B. Wöstmann

Department of Prosthodontics, Justus Liebig University Giessen, Germany
Chief Prof. B. Wöstmann



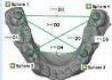
#3155

1 Objectives

The elastic deformation of the mandible during mouth opening has already been investigated in many studies. Usually techniques as callipers, gauges or plaster casts, made from conventional impressions, taken at different degrees of mouth opening, were used¹⁻⁴. However, the available data are contradictory and the measuring techniques applied are not as precise as modern digital techniques⁵. Therefore, the aim of this pilot study was to investigate a possible deformation of the mandible during mouth opening by using an intraoral scanner (IOS) and a conventional impression for comparison.

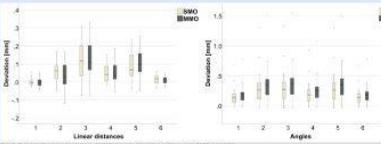
2 Materials & Methods

A metallic transfer aid (TA) was used to attach four metal spheres to the mandible teeth of 25 volunteers (Age: 21 to 34 years; Sex: 10 males, 15 females). Due to the TA, the spheres were in the same predefined spatial relation and distance in each subject. The spheres were luted to the occlusal surface of the teeth during maximum mouth opening using a flowable composite without prior etching. Two digital impressions with an IOS (Trios3) were performed: one at maximum mouth opening (MMO); the second with the mouth slightly opened (SMO). Conventional impression (Impregum Penta) was taken at SMO and a gypsum model (MO) was fabricated (P-funform). To detect possible deviations, a reference data set was required. Therefore, the TA with inserted spheres (Fig. 2.1) was measured using a coordinate measuring machine with the corresponding measurement software (Metrolog X4). Linear distances and angles between the centre points of the spheres were assessed. The MO were measured applying the same evaluation principle. Digital models were evaluated in the GOM-Inspect-Software (Fig. 2.2). Results were compared with the data from the reference measurement. Statistical analysis was performed using SPSS-25 (IBM).

3 Results

With regard to the linear distance measurements deviations in between MMO and the reference key ranged from -330 µm to 120 µm. Deviations from SMO to the reference key ranged from -310 µm to 80 µm for IOS and -290 µm to 100 µm for MO. Angle measurements revealed the following mean values: 0.3°±0.3(MMO), 0.2°±0.2(SMO) and 0.08°±0.2(MO). There was no significant difference between MMO and SMO regarding the linear distances but a significant difference regarding the angle measurements (p<0.05). SMO and MO differed significantly in terms of distance and angle measurements (p<0.05).



4 Discussion & Conclusion

Overall our results suggest high variation in between different individuals. This is especially true for the angle measurements. Our results confirm the findings of the clinical study of Wolf et al⁶ that rotational deviations were larger than changes in linear distances. Richter⁷ described the individual types of mandible deformation and also reported big differences in between individual subjects. However, no significant difference was found between MMO and SMO regarding the linear distances. As the subjects investigated in our study were mainly young adults future studies should include also older individuals. In summary, the deformation of the mandible observed during maximum mouth opening was much smaller than anticipated and decisive lower than described especially in older studies^{8,9}.

5 References

1. Wolf C, D. Wolf E, K. The phenomenon of increased mandibular arch width in opening movements. *J Prosthet Dent* 17: 49-53, 1967
2. One P, Wolf E, T. Mandibular flexion associated with mouth force applied in the masticatory act position. *J Oral Rehabil* 7: 209-221, 1981
3. McDevitt James A., Reif, Carl P. A Quadrilateral Analysis of the Occurrence in Width of the Mandibular Arch during Forward Movements of the Mandible. *Journal of Dental Research* 40: 1183-1186, 1961.
4. Brown R. S., Constantine Saka A., Schmidt C. D., Benton C. A. Reliability of a digital image method for measuring mesial mandibular flexure in dentate subjects. *J Appl Oral Sci* 12: 205-202, 2004.
5. Borch J., G., Borchers G. Method for measurement of mandibular arch width change. *J Dent Res* 48: 463, 1970.
6. Wolf C., Reifger J., Adler M., Wöhrmann M., Wolf R. E. Three-dimensional evaluation of mandibular deformation during mouth opening. *Int J Comput Dent* 22: 271-27, 2019.
7. Richter C. C. The in vivo measurements of mandibular deformation and the consequences for implant-retained approximations (in French, German). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 117-126, 1993.

6 Correspondence

a. Lucia Klussmann Justus-Liebig-University Giessen Department of Prosthodontics	Schellenganzstr. 14 D-30522 Giessen, Germany	Phone: +49-641-592-46 150 Fax: +49-641-59-46 150
		Mail: Lucia.Klussmann@klinik.med.uni-giessen.de Home: http://www.uni-justus-liebig-giessen.de

13 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt oder indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen, 02.10.2020



(Leona Klußmann)

14 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater *Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Überlassung des Themas und der Möglichkeit der Durchführung und Anfertigung dieser Arbeit in seiner Abteilung. Weiterhin möchte ich mich für die stets hilfreiche Unterstützung während dieser Zeit bedanken.

Ein großer Dank gilt *Dr. Alexander Schmidt* für seine Betreuung, Unterstützung und Motivation.

Für seine Hilfsbereitschaft bei allen Fragen und für das Korrekturlesen dieser Arbeit danke ich *Prof. Dr. Rehmann*.

Dipl.-Ing. Michael Köhl und meinem Kollegen *Robert Leven* danke ich für die Hilfe bei allen technischen Fragen.

Für die statistische Beratung bedanke ich mich bei *Dr. Johannes Herrmann*.

Dr. Ulrich Carp danke ich für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Für das englische Korrekturlesen danke ich *Dr. Selina Jorch*.

Meinen Kolleginnen und Kollegen danke ich für die große Hilfe und Motivation während dieser Zeit. Insbesondere bedanke ich mich bei *Victoria Schubert* und *Jonas Vogler* für ihre Anregungen, den fachlichen Austausch und ihre freundschaftliche Unterstützung.

Besonderer Dank gilt meiner Familie, meinem Freund Daniel und meinen Freunden. Ich danke Euch für euer Vertrauen, eure Wertschätzung und euren Rückhalt.

15 Lebenslauf

Der Inhalt wurde aus Datenschutzgründen entfernt.



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6891-2



9 783835 196891 2