

**MARCO MERSMANN**

---

# **Intraoralscanner in der Kieferorthopädie**

-

Übertragungsgenauigkeit von Abformungen bei  
Multibracket-Apparatur in situ



## **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 2023

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.

1<sup>st</sup> Edition 2023

© 2023 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](http://www.doktorverlag.de)

# **Intraoralscanner in der Kieferorthopädie**

-

## **Übertragungsgenauigkeit von Abformungen bei Multibracket-Apparatur in situ**

### **INAUGURALDISSERTATION**

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

vorgelegt von

**Mersmann, Marco**

aus Steinfurt

Gießen 2022

**Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen**

Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,

Poliklinik für Kieferorthopädie

Gutachter: PD Dr. Niko Christian Bock

Gutachter: Prof. Dr. Jan-Frederik Güth

Tag der Disputation: 09.05.2023

*Meinen Eltern gewidmet*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINFÜHRUNG.....</b>	<b>1</b>
1.1	KONVENTIONELLE ABFORMUNGEN .....	1
1.2	DIGITALE ABFORMUNGEN .....	5
1.2.1	<i>CAD/CAM-Technologie und digitaler Workflow.....</i>	<i>7</i>
1.2.1.1	Digitalisierung.....	10
1.2.1.2	CAD-Software.....	11
1.2.1.3	CAM-Prozesse .....	12
1.2.2	<i>Digitale Scansysteme.....</i>	<i>14</i>
1.2.2.1	CS 3600, Carestream Dental .....	15
1.2.2.2	Primescan, Dentsply Sirona .....	17
1.2.2.3	Trios 4, 3Shape.....	19
1.2.2.4	Emerald S, Planmeca.....	20
1.2.2.5	i500, Medit .....	21
1.2.3	<i>Aufnahmeprinzipien der vorgestellten Scansysteme .....</i>	<i>22</i>
1.2.3.1	Triangulation .....	22
1.2.3.2	Konfokale Mikroskopie.....	23
1.3	DIMENSIONSTREUE VON TEIL- UND GANZKIEFERSCANS.....	24
1.4	DIMENSIONSTREUE VON TEIL- UND GANZKIEFERSCANS MIT MULTIBRACKET-APPARATUR .....	28
<b>2</b>	<b>ZIEL DER STUDIE .....</b>	<b>35</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>36</b>
3.1	ÜBERSICHT .....	36
3.2	STUDIENMODELL .....	38
3.3	MATERIALIEN .....	39
3.3.1	<i>Positionierungsplatte und Messkugeln.....</i>	<i>39</i>
3.3.2	<i>Intraoralscanner.....</i>	<i>41</i>
3.3.3	<i>Abformmaterial-Alginat .....</i>	<i>42</i>
3.3.4	<i>Kieferorthopädische Materialien.....</i>	<i>43</i>
3.3.5	<i>Sonstige Materialien .....</i>	<i>44</i>

3.3.5.1	Befestigungskomposit .....	44
3.3.5.2	Gips .....	44
3.4	METHODE .....	45
3.4.1	<i>Prozedere am Phantomkopf</i> .....	45
3.4.1.1	Positionierung der Kugeln.....	45
3.4.1.2	Durchführung der Intraoralscans.....	46
3.4.1.3	Konventionelle Abformung des Studienmodells .....	48
3.4.2	<i>Modellherstellung</i> .....	49
3.4.2.1	Herstellung der konventionellen Modelle .....	49
3.4.2.2	Export der digitalen Modelle.....	49
3.4.3	<i>Definitionen und Erhebung der Daten</i> .....	50
3.4.3.1	Bestimmung der Distanzen .....	51
3.4.3.2	Bestimmung der Winkel zwischen den Ebenen.....	52
3.4.3.3	Zeiterfassung .....	53
3.4.4	<i>Vermessung der Positionierungsplatte als unabhängige Referenz</i> .....	54
3.4.5	<i>Reliabilität des Klebevorgangs</i> .....	56
3.4.6	<i>Vermessung der Modelle</i> .....	57
3.4.6.1	Gipsmodelle .....	57
3.4.6.2	Digitale Modelle.....	58
3.4.7	<i>Statistische Analyse</i> .....	59
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE</b> .....	<b>60</b>
4.1	DARSTELLUNGSFORM DER ERGEBNISSE .....	60
4.2	LINEARE DISTANZEN .....	61
4.2.1	<i>Lineare Distanz 1</i> .....	66
4.2.2	<i>Lineare Distanz 2</i> .....	68
4.2.3	<i>Lineare Distanz 3</i> .....	70
4.2.4	<i>Lineare Distanz 4</i> .....	72
4.2.5	<i>Lineare Distanz 5</i> .....	74
4.2.6	<i>Lineare Distanz 6</i> .....	76
4.3	WINKEL .....	78
4.3.1	<i>Winkel 1</i> .....	82
4.3.2	<i>Winkel 2</i> .....	84
4.3.3	<i>Winkel 3</i> .....	86

4.3.4	<i>Winkel 4</i> .....	88
4.3.5	<i>Winkel 5</i> .....	90
4.3.6	<i>Winkel 6</i> .....	92
4.4	ZEITERFASSUNG.....	94
4.5	ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE.....	97
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>99</b>
5.1	DISKUSSION DER METHODE.....	99
5.1.1	<i>Studienmodell</i> .....	99
5.1.2	<i>Positionierungsplatte als unabhängige Referenz</i> .....	101
5.1.3	<i>Digitale Abformung</i> .....	104
5.1.4	<i>Konventionelle Abformung</i> .....	107
5.1.5	<i>Modellherstellung</i> .....	110
5.1.6	<i>Analyse der Daten</i> .....	112
5.1.6.1	Lineare Distanzen.....	112
5.1.6.2	Winkel.....	113
5.1.6.3	Zeiterfassung.....	114
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE .....	116
5.2.1	<i>Genauigkeit von Abformungen ohne Multibracket-Apparatur in situ</i> .....	116
5.2.2	<i>Genauigkeit von Abformungen mit Multibracket-Apparatur in situ</i> .....	119
5.2.2.1	Digitale Abformung .....	119
5.2.2.2	Digitale versus konventionelle Abformung .....	123
5.2.2.3	Vergleich der Ergebnisse mit weiteren Studien .....	124
5.2.3	<i>Zeiterfassung</i> .....	129
5.2.4	<i>Klinische Relevanz der Ergebnisse</i> .....	131
5.3	SCHLUSSFOLGERUNG.....	134
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b> .....	<b>135</b>
<b>7</b>	<b>SUMMARY</b> .....	<b>137</b>
<b>8</b>	<b>DARSTELLUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>139</b>
8.1	TABELLENVERZEICHNIS.....	139
8.2	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	141

<b>9</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>143</b>
<b>10</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>153</b>
10.1	VOTUM ETHIK-KOMMISSION .....	153
10.2	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS .....	154
<b>11</b>	<b>EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG .....</b>	<b>156</b>
<b>12</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>157</b>
<b>13</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>158</b>



# 1 Einführung

## 1.1 Konventionelle Abformungen

Neben der Anamnese, der klinischen Untersuchung, der funktionellen sowie röntgenologischen Analyse mittels Orthopantomogramm und Fernröntgenseitenbild, gelten die Abformung, Modellherstellung und Modellanalyse als unerlässlich zur Planung einer kieferorthopädischen Behandlung.<sup>5</sup> Die zusammengetragenen Befunde stellen die Grundlage der Diagnosestellung und Therapieplanung dar.<sup>78</sup>

Dabei beschreibt das Abformen in der Kieferorthopädie einen Arbeitsschritt, der üblicherweise durch das Einbringen eines mit einem Abformmaterial beschickten Löffels in den Mund der Patienten/-innen gekennzeichnet ist und im Ergebnis eine möglichst detail- und dimensionsgetreue Negativform der Hart- und Weichgewebsstrukturen der Patienten/-innen liefert.<sup>11</sup> Die Überführung in ein positives Modell erfolgt durch das Ausgießen der Negativform unter Zuhilfenahme eines geeigneten Werkstoffs; in der Regel ist dies Gips.<sup>33, 114</sup>

Das so im Dentallabor entstandene Modell stellt mitunter die wichtigste Arbeitsgrundlage für Kieferorthopäden/-innen dar. Auf der einen Seite lassen sich Studienmodelle zur Dokumentation der Ausgangssituation und Entwicklung hinzuziehen, auf der anderen Seite Rekonstruktionsmodelle, zur Simulation eines möglichen Behandlungsergebnisses. Darüber hinaus ist es Kieferorthopäden/-innen möglich, sich mithilfe einer Gegenkieferabformung ein entsprechendes Gegenkiefermodell herzustellen, um den Schlussbiss des Patienten korrekt beurteilen zu können.<sup>5</sup> Auf Basis eines Arbeitsmodells können im Dentallabor anschließend verschiedene Arten von individuellen, passgenauen, kieferorthopädischen Behandlungsmitteln hergestellt werden.<sup>5, 126</sup>

Das Bestreben liegt darin, in den nachfolgenden Arbeitsschritten sowohl im Dentallabor als auch in der kieferorthopädischen Behandlung möglichst keine Korrekturen vornehmen zu müssen.<sup>20</sup>

Die für das Abformen zur Verfügung stehenden Materialien lassen sich in Bezug auf deren Abformungsverhalten in vier Hauptgruppen sowie mehrere Untergruppen gliedern:

Tabelle 1:1 Einteilung der Abformmaterialien nach Ernst<sup>39</sup>

<b>Hauptgruppe nach Verhalten der Abformung</b>	<b>Abformmaterial</b>
<b>starr-irreversibel</b>	Abformgips, Abformmassen auf Kunststoffbasis, Zinkoxid-Eugenol oder ähnliche Pasten
<b>starr-reversibel</b>	Abformwachs, Guttapercha, Kompositionsabformmassen
<b>elastisch-irreversibel</b>	Alginat, Elastomere (Polysulfide, Polyether, Silikone)*
<b>elastisch-reversibel</b>	Hydrokolloid

\*Die genannten Elastomere können abermals nach Konsistenz in vier Gruppen eingeteilt werden (DIN EN 24 823): Typ 0 = putty, Typ 1 = heavy-body, Typ 2 = medium-body, Typ 3 = light-body.<sup>73</sup>

Neben einer ausreichenden Festigkeit, Druckunempfindlichkeit, Biokompatibilität, Lagerstabilität sowie Desinfektionsmöglichkeit sind die Kompatibilität zu anderen Modellwerkstoffen sowie die hohe Dimensions- und Detailtreue des verwendeten Abformmaterials von besonderer Bedeutung.<sup>11</sup>

Der Erfolg eines qualitativ hochwertigen Therapeutikums wird durch die richtige Wahl des Abformmaterials unter Berücksichtigung seiner charakteristischen Eigenschaften maßgeblich beeinflusst.<sup>105</sup>

Aufgrund der vielseitigen Eigenschaften von Alginat, wie der einfachen Handhabung, der geringen Herstellungskosten sowie der schnellen Abbindezeit, hat sich Alginat als einer der am häufigsten verwendeten Abformwerkstoffe in der kieferorthopädischen Praxis etablieren können.<sup>20, 30, 43, 95, 103</sup> Im Nachfolgenden wird dieser Werkstoff näher erläutert.

Alginat lassen sich der Gruppe der elastisch-irreversiblen Abformmaterialien zuordnen. Ein wesentlicher Bestandteil des Werkstoffes ist das aus Algen gewonnene Salz der Alginsäure (Natrium-, Kalium- oder Ammoniumalginat), ein Polysaccharid aus einer alpha-1,4-glykosidisch verknüpften D-Mannuronsäureeinheit. Die in der Praxis gängigste Gebrauchsform ist ein Pulver, das mit Wasser zu einer breiigen, homogenen Masse, dem Hydrosol, vermischt wird. Das Pulver besteht aus einer Basiskomponente, dem Alginat, einem Reaktionspartner, der Alginsäure (Calciumsulfat - bestimmt die Viskosität des Abformmaterials) sowie aus Füll-, Farb- und Geschmacksstoffen wie Talkum, Zinkoxid, Kieselgur (determiniert die Viskosität des Abformmaterials) und einem Verzögerer, dem Trinatriumphosphat.

Zu Beginn der Abbindereaktion reagiert Natriumalginat mit Calciumsulfat ( $\text{CaSO}_4$ ) zu Natriumsulfat ( $\text{Na}_2\text{SO}_4$ ) und Calciumalginat. Hierbei lösen sich die Bestandteile des Calciumsulfates in Wasser auf und dissoziieren zu Calciumionen und Schwefel-Sauerstoff. Das schwerlösliche Calciumalginat fällt in einer rasch ablaufenden Reaktion aus und bildet ein Gel (Hydrogel). Durch das Trinatriumphosphat wird diese Reaktion zeitlich verzögert, indem dieses ebenfalls mit Calciumsulfat reagiert. Die Folge ist eine eindeutig definierte Verarbeitungszeit, während der sich die Viskosität nicht ändert. Der Füllstoff Kieselgur nimmt hierbei Einfluss auf die Steifigkeit, Festigkeit und Elastizität des Alginsats.<sup>7, 20, 30, 103</sup>

Alginat sind atoxisch und ermöglichen dank ihrer hydrophilen Eigenschaft eine Abformung in Anwesenheit von Speichel beziehungsweise Blut.<sup>50</sup> Durch die gute Oberflächendetailwiedergabe sowie das hohe Elastizitätsvermögen können, trotz größerer Unterschritte, Ganzkieferabformungen vorgenommen werden.<sup>26, 50</sup> Die Beeinflussung dieser physikalischen Eigenschaften kann während der Zubereitungs- beziehungsweise Fertigungsphase erfolgen. Durch eine maschinelle Zubereitung kann die Güte des Werkstoffes positiv verändert werden. Als Vorteile ergeben sich höhere Dichtewerte sowie stärkere Reißfestigkeiten.<sup>95</sup> Zudem kann für das Gemisch ein höherer Grad an Homogenisierung erzielt werden, wodurch sich neben einer deutlichen Reduktion von Blasen eine Zunahme der Druckfestigkeit und des Rückstellungsvermögens ergibt.<sup>43</sup>

Wie eingangs beschrieben, sind Abformungen einer der ersten Schritte zur Aufnahme kieferorthopädischer Behandlungen und damit fester Bestandteil kieferorthopädischer Diagnostik.<sup>5, 40, 126</sup> Dem Bestreben, Fehlmessungen sowie andere Störfaktoren bei der Herstellung von Abformungen zu eliminieren kommt deshalb eine hohe Bedeutung zu.<sup>116, 137</sup>

Abformungen müssen meist wiederholt werden, wenn zum Beispiel der Würgereflex eines Patienten das Abformen beeinträchtigt, die Wahl des falschen Abformmaterials oder eines nicht geeigneten Abformlöffels zu fehlerhaften Modellen führen würde, das heißt die Modelle somit eine nicht der Realität entsprechenden Situation der Hart- und Weichgewebsstrukturen der Patienten/-innen darstellen.<sup>116, 122, 145</sup>

In der Kieferorthopädie erzeugt ein solches Resultat unter Umständen eine fehlerhafte Diagnosestellung sowie in der weiteren Folge eine falsche Therapieplanung, die sich im Verlauf der kieferorthopädischen Behandlung schlussendlich negativ manifestieren kann.

Deshalb muss nicht nur in der kieferorthopädischen Praxis, sondern auch im Dentallabor dem Ausschluss von Fehlern höchste Priorität gegeben werden. Als mögliche Fehlerquellen sind hier bei der Herstellung der Modelle neben der Wahl des Gipses, des Modellsystems und des Mischungsverhältnisses zwischen Wasser und Gips verarbeitungstechnische Unregelmäßigkeiten zu nennen.

Unstimmigkeiten bei der Herstellung von Modellen können einen großen Einfluss auf deren Genauigkeit haben<sup>145</sup>. Beginnend bei der Kieferabformung (Negativform) bis hin zur Erstellung der Studienmodelle (Positivform) gilt es daher, die Arbeitskette konsequent zu standardisieren, um eine gleichbleibend hohe Präzision der Studien- sowie der Arbeitsmodelle für die Diagnostik und Therapieplanung bzw. die anschließende Behandlung zu gewährleisten.<sup>145, 146</sup>

## 1.2 Digitale Abformungen

Nicht nur im privaten Lebensalltag, auch in der Berufswelt ist digitales Arbeiten heutzutage nicht mehr fortzudenken. Seit Jahrzehnten unterliegt die Digitalisierung einer dynamischen Entwicklung und hat großes Innovationspotential. Auch in der Kieferorthopädie beziehungsweise in der gesamten Zahnmedizin nimmt der digitale Wandel großen Einfluss sowohl auf die Behandlungsabläufe als auch in der Herstellung von Behandlungsmitteln.<sup>12, 121, 129, 141</sup>

Unter Verwendung geeigneter Software kann die digitale Erfassung der Mundsituation von Patienten/-innen unmittelbar am Monitor visualisiert werden.<sup>62, 138</sup> Demnach können direkte Aussagen über die Qualität der Aufnahme getroffen werden und bei einer fehlerhaften beziehungsweise ungenauen Darstellung der Mundsituation kann die digitale Abformung durch Nachscannen direkt korrigiert oder durch eine Neuaufnahme im Ganzen wiederholt werden.<sup>77, 155</sup>

Durch das Ausbleiben der von zahlreichen Patienten/-innen als unangenehm empfundenen, konventionellen Abformungen trifft die neue Art der digitalen Datenerfassung auf viel Zuspruch.<sup>52, 67, 150</sup> Insbesondere Patienten/-innen mit ausgeprägtem Würgereflex profitieren von dieser Neuentwicklung und berichten somit über weniger Beschwerden.<sup>23, 96, 124</sup>

Unter kieferorthopädischen Gesichtspunkten ermöglicht die im Anschluss stattfindende computergestützte Diagnosestellung, neben einer anzunehmenden Zeitersparnis<sup>18, 52, 84</sup>, auch eine weitgehende Eliminierung menschlicher Fehlleistungen. Mithilfe von auf die Anwender/-innen abgestimmter Software sowie durch die Option einer Ergänzung der Scandaten mittels weiterer Datensätze, wie die der Computertomografie (CT) oder die der digitalen Volumetomografie (DVT), besteht zudem die Möglichkeit einer verbesserten, individualisierten Diagnostik und Planung der Beeinflussbarkeit der vorliegenden Situation in Bezug auf das eugnathe Gebiss, respektive auf das harmonische kraniofaziale Verhältnis.<sup>118, 155</sup>

Sofern keine gesetzlich vorgegebene Aufbewahrungspflicht von Gipsmodellen fortbesteht, könnte sich dies positiv im Sinne einer Kosteneinsparung auswirken. Konkret denkbar sind eine Platzersparnis sowie die damit einhergehenden entfallenden Lagerungskosten in Praxen und Kliniken.<sup>66, 83, 155</sup>

Den aufgezeigten Vorteilen stehen jedoch die hohen Investitions-, Betriebs- sowie Wartungskosten der digitalen Soft- und Hardware gegenüber.<sup>94, 118, 152, 155</sup> Die Qualität und die Genauigkeit der digitalen Abformungen sind zum einen von der Erfahrung des Behandlers<sup>48, 118</sup> und zum anderen von der verwendeten Software sowie von der Größe des Aufnahmefeldes der Intraoralscanner, welches in Relation zum Vorhandenen Mundraum steht, abhängig.<sup>36, 38, 54, 109, 128</sup> Daraus schlussfolgernd ergibt sich die Notwendigkeit regelmäßiger Fortbildungen, der Akzeptanz einer Lernkurve seitens des Behandlers und regelmäßige Upgrades der Anwendersoftware, sodass hierdurch regelmäßige Kosten anfallen können.

### 1.2.1 CAD/CAM-Technologie und digitaler Workflow

Längst sind Begriffe wie computer-aided design (CAD), computer-aided manufacturing (CAM), Intraoralscanner und 3D-Druck in der Dentalbranche im Sprachgebrauch integriert und gehen mit Veränderungen der Arbeitsabläufe in der Kieferorthopädie einher.<sup>12, 97, 121</sup>

Die Anfänge der CAD/CAM-Technologie reichen bis in die frühen 1970er Jahre zurück.<sup>100, 141</sup> Durch die Entwicklung des ersten computergestützten Systems zur Herstellung von prothetischem Zahnersatz gilt Francois Duret als einer der Vorreiter auf diesem Gebiet. Beginnend mit optischen Abdrücken der Hart- und Weichgewebsstrukturen im Mund der Patienten/-innen setzte er unter Verwendung von Fräsmaschinen die Fertigung fort, sodass abschließend funktionell einwandfreie Kronen resultierten.<sup>100</sup>

In den darauffolgenden Jahren prägten Mörmann und Brandestini das dentale Zeitgeschehen. Der Begründer des Ceramic Reconstruction-Systems (CEREC, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) bahnte dem heutigen Verständnis von CAD/CAM in der Zahnheilkunde den Weg. Mörmann und Brandestini stellten ein System vor, mit dem es erstmalig möglich war, durch die Benutzung einer Intraoralkamera sowie einer am Behandlungsstuhl befindlichen Fräseinheit, Restaurationen am gleichen Tag herzustellen.<sup>100, 117</sup>

Die Grundidee lag und liegt bis heute darin, die individuelle Mundsituation der Patienten/-innen möglichst detailgetreu, fehlereliminierend, materialschonend und arbeitserleichternd wiederzugeben, unter Berücksichtigung eines möglichst hohen Patientenkomforts, und zudem eine effizientere und zeitsparendere Form des Arbeitens zu ermöglichen.

Die Umsetzung dieser Idee liegt den heute verfügbaren CAD/CAM-Systemen zugrunde. Im Hinblick auf den digitalen Workflow in der Kieferorthopädie lässt sich dieses System in drei aufeinanderfolgende Module untergliedern, die aus Gründen der Übersichtlichkeit hier kurz vorgestellt werden.<sup>12</sup>

### Modul 1 – Digitalisierungswerkzeug zur Befundaufnahme

Diese Komponente beschreibt ein Digitalisierungswerkzeug in Form eines Scanners, der imstande ist, verschiedene Geometrien in digitale Daten umzuwandeln, damit diese im nächsten Schritt von der Computersoftware weiterverarbeitet werden können.

### Modul 2 – Datenverarbeitung, Diagnostik, Therapieplanung

Mittels einer Computersoftware erfolgt die Verarbeitung der gewonnenen Scandaten, sodass anschließend die Mundsituation der Patienten/-innen in digitalisierter Form vorliegt und eine Diagnosestellung ggf. mit Therapieplanung vorgenommen werden kann.

### Modul 3 – Produktherstellung und Behandlung

Nach der Übermittlung des final geplanten Datensatzes an die Produktionseinheit folgt die Umsetzung und Herstellung der gewünschten kieferorthopädischen Apparatur zur Eingliederung am Patienten.

Die genannten Module werden lokal auf verschiedene Weise durchgeführt. Es lässt sich hierbei folgende Einordnung vornehmen.

Die *Chairside*-Methode beschreibt den Ablauf von der Digitalisierung (Modul 1) über die Datenverarbeitung und die Planung (Modul 2) bis hin zur Herstellung der Apparatur (Modul 3) in der kieferorthopädischen Praxis.

Die zweite Einordnung in Bezug auf die Lokalisation ist an die *Chairside*-Methode angelehnt, besitzt jedoch einen divergenten Punkt: Nach der Digitalisierung (Modul 1) und dem Design der Apparatur in der kieferorthopädischen Praxis (Modul 2) findet die Produktfertigung in einem speziellen, separaten Fräszentrum statt.<sup>12</sup>

Zur besseren Übersicht sind in Abbildung 1:1 die Einzelschritte im Workflow einer virtuellen kieferorthopädischen Planung und Behandlung am Beispiel einer Aligner-Therapie dargestellt.

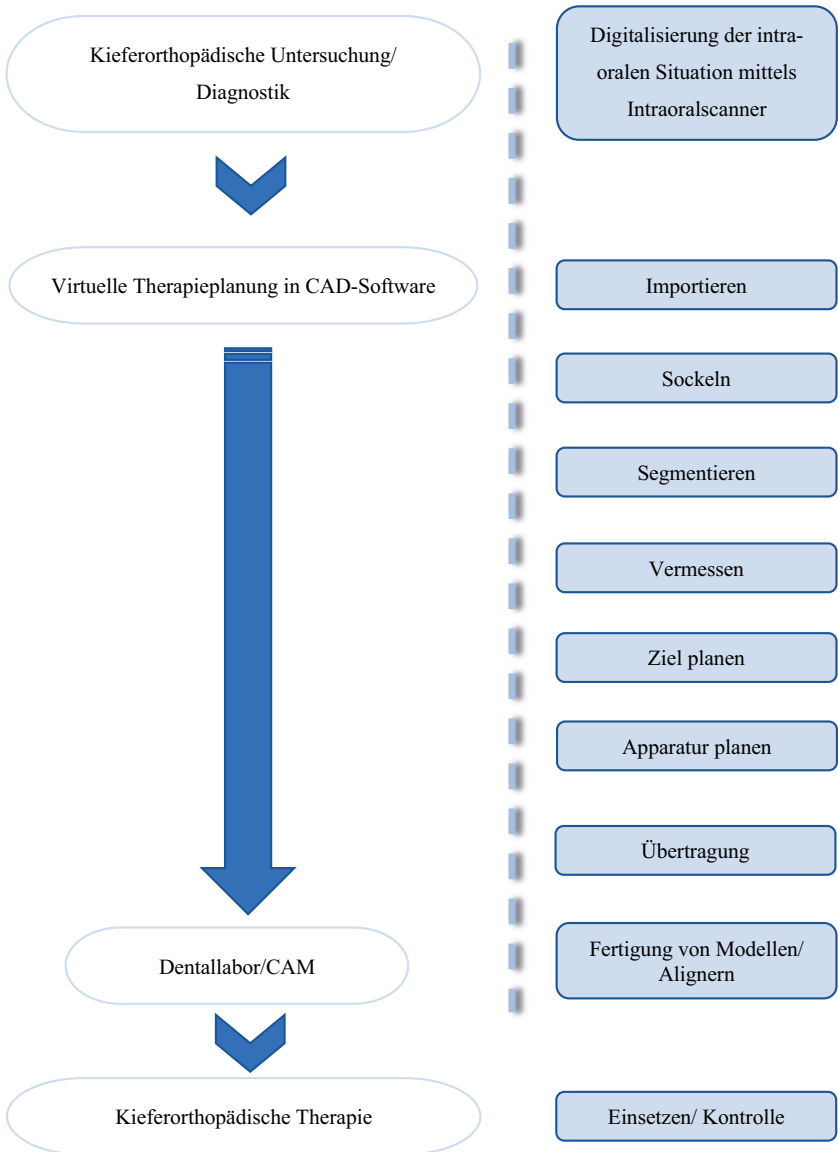


Abb. 1:1 Kieferorthopädischer Workflow am Beispiel einer Aligner-Therapie

### 1.2.1.1 Digitalisierung

Wie zuvor beschrieben, sind Abformungen, mit dem Ziel eine möglichst detail- und dimensionsgetreue Negativform der Hart- und Weichgewebsstrukturen zu erhalten, einer der ersten Schritte zur Aufnahme einer kieferorthopädischen Behandlung.

Auch im Falle der Anwendung eines CAD/CAM-Systems erfolgt zu Beginn einer kieferorthopädischen Behandlung die Erfassung der Mundsituation der Patienten/-innen. Im Gegensatz zur rein konventionellen Abformtechnik mittels Abdrucklöffel erfolgt hier die Aufnahme der individuellen Mundsituation der Patienten/-innen in digitaler Form. Hierbei bestehen zwei Möglichkeiten der digitalen Datenerfassung.

Zum einen kann mithilfe eines Intraoralscanners im Rahmen eines optischen Verfahrens die Mundsituation erfasst werden. Zum anderen ist eine Kombination der konventionellen und der digitalen Abformmethode möglich. Bei dieser Handhabung wird die Mundsituation mithilfe eines geeigneten Abformmaterials und Abdrucklöffels aufgenommen, im Dentallabor in ein Gipsmodell überführt und im Anschluss daran entweder durch optische oder mechanische Scanner digitalisiert.<sup>12, 111</sup> In Kapitel 1.2.2 wird die Funktionsweise am Beispiel der in dieser Studie verwendeten optischen Intraoralscanner eingehend erläutert.

Unabhängig von der Wahl der Methode zur digitalen Datenerfassung resultiert eine Darstellung der Mundsituation in Form eines digitalen dreidimensionalen Modells, welches durch unzählige einzelne Punkte charakterisiert ist. Jedem Punkt, in der Summe als Punktelwolke bezeichnet, ist dabei eindeutig je ein X-, Y- und Z-Wert zugeordnet.<sup>121</sup>

Dabei ist die Auflösung und damit die Schärfentiefe umso höher, je mehr digitale Punkte existieren.<sup>9</sup> Um mithilfe dieser Punkte ein dreidimensionales Modell konstruieren zu können, ist das Scannen aus verschiedenen Perspektiven unabdingbar. Die dabei entstehenden Einzelaufnahmen werden anschließend mittels mathematischer Algorithmen der Scansoftware nach einer Best-Fit-Methode zu einem Datenpool überlagert. Dieser Vorgang wird als Matching oder Stitching bezeichnet.<sup>121</sup>

### 1.2.1.2 CAD-Software

Für die Datenverarbeitung werden mithilfe der CAD-Software jeweils drei Punkte der im Kapitel 1.2.1.1 beschriebenen Punktwolke als Dreiecke dargestellt, sodass die Objekt-oberfläche folglich aus einem Netz vieler kleiner Dreiecke zusammensetzt ist.<sup>121</sup>

Wie auch bei konventionellen Modellen, können anhand eines digitalen dreidimensionalen Modells, unter Zuhilfenahme einer auf die Anwender/-innen abgestimmte Computer-software, therapierelevante Aussagen über zum Beispiel Zahngrößendiskrepanzen, okklusale Hindernisse getätigt und Strategien und deren praktische Umsetzung, wie Ex-traktion oder Non-Extraktion, entwickelt werden.<sup>87, 123, 131, 132</sup>

Außerdem ermöglicht die Software eine auf die jeweiligen Patienten/-innen abgestimmte Therapieplanung hinsichtlich kleinerer Zahnstellungskorrekturen im Rahmen einer Alig-ner-Therapie sowie die Herstellung entsprechender Miniplast-Schienen.<sup>32</sup> Auch können individuelle Übertragungshilfen zur präzisen Platzierung von Brackets anhand eines zu- vor visualisierten Ziel-Set-ups virtuell designt werden.<sup>69, 148</sup> Die Fixierung dieser Über-tragungshilfen kann entweder an Einzelzähnen beziehungsweise Zahnsegmenten (Schiene) oder mittels Splint-Systemen an der Okklusion erfolgen. Das virtuelle Set-up-Modell enthält umfangreiche, definiert eingegebene patientenbezogene Informationen zum Erreichen des Behandlungsziels, aus denen die CAD-Software unter anderem Okklusionsbeziehungen, die zu erwartenden Wurzelpositionen sowie die Relation der Zahnbögen errechnet.<sup>16, 132</sup>

Während man sich in der Implantologie dieses System zunutze macht, um Bohrschablonen und entsprechende Implantat-Aufbauten, auch Abutments genannt, für geplante Im-plantationen zu entwerfen, ermöglicht die Software im Hinblick auf die Anwendung in der Kieferorthopädie die digitale Gestaltung von Bohrschablonen zur Aufnahme von tem-porären skelettalen Verankerungselementen.<sup>6, 27, 31, 92</sup> Diese können entweder transossal, subperiostal oder enossal platziert werden. Hierbei wird zwischen Gaumenimplantaten, Minischrauben und Miniplatten, die nach Abschluss der kieferorthopädischen Behand-lung wieder entfernt werden, unterschieden.<sup>5, 72, 144</sup>

Unter dem Aspekt der kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapie unterstützt das digitale System eine dreidimensional gestützte kephalometrische Operationsplanung sowie die Anfertigung von OP-Splinten, die zum Beispiel im Rahmen einer bimaxillären Umstellungsosteotomie zur Korrektur der Kieferbasenrelation intraoperativ eingesetzt werden.<sup>3, 5, 156</sup>

Der durch die Anwendung der CAD-Software entstandene Datensatz wird in der Regel in Form eines Standard Tessellation Language-Formates (STL-Format) abgespeichert.<sup>12, 121</sup> Dieses Format gilt als eines der am häufigsten von offenen Systemen verwendete Datenformat.<sup>125</sup>

### *1.2.1.3 CAM-Prozesse*

Obwohl der CAM-Prozess nicht Bestandteil der vorliegenden Studie ist, aber untrennbar mit der CAD/CAM-Technologie verbunden ist, wird dieser Prozess im Folgenden, der Vollständigkeit halber, kurz erläutert.

In der heutigen dentalen Fertigungstechnik spielt neben dem schon seit Jahren etablierten subtraktiven Fertigungsverfahren inzwischen auch das additive Fertigungsverfahren eine entscheidende Rolle. Grund dafür ist neben der höheren Güte des Werkstückes sowie die Material- und Zeitersparnis insbesondere die Formfreiheit.<sup>86</sup>

Unter dem Begriff subtraktiv werden sowohl computergestützte Schleifverfahren als auch computergestützte Kopierverfahren zusammengefasst. Diese Verfahrenstechnik beschreibt das Herausfräsen des anzufertigenden Produkts aus einem Fräsblock, der als Rohling bezeichnet wird. Die hierfür verwendeten Fräsmaschinen unterscheiden sich dabei hinsichtlich ihres Aufbaus sowie der Anzahl der für die Fertigung zur Verfügung stehenden Fräsachsen. Diese Anzahl kann von drei bis fünf Achsen variieren und korreliert mit den Anschaffungskosten, der Genauigkeit und der Fähigkeit, komplexe Geometrien zu fräsen.

Dem additiven Fertigungsverfahren kann, neben der Photopolymerisation (Aushärtung eines Polymers in mehreren Schichten) ebenso das Selective Laser Melting (Verschmelzen von Metallpulver) und das Selective Laser Sintering (Verschmelzen von Plastiken mittels Bindemittel) zugeordnet werden. Bei diesen Methoden wird das zu erstellende Objekt in einem Schichtsystem aus einer Flüssigkeit oder einem Pulver selektiv verschmolzen beziehungsweise photopolymerisiert und im Ergebnis zu einem dreidimensionalen Körper zusammengesetzt.

In Abhängigkeit des gewählten Fertigungsverfahrens und der Indikation des Behandlungsmittels, besteht eine Auswahl der zur Verfügung stehenden Werkstoffe, wie zum Beispiel Wachse, Kunststoffe, Metalle oder Hochleistungskeramiken.<sup>10, 12, 110, 111</sup>

### 1.2.2 Digitale Scansysteme

Die nähere Betrachtung der im Vorfeld beschriebenen Einsatzbereiche der digitalen CAD/CAM-Systeme im Bereich Kieferorthopädie unterstreicht die zunehmende Entwicklung sowie den Fortschritt bei der Integration moderner Technik im dentalen Berufsalltag.

Die Aufnahme der individuellen Mundsituation der Patienten/-innen in digitaler Form durch den Gebrauch eines Intraoralscanners ist einer der ersten Schritte der Behandlungsplanung. Dabei findet die Aufnahme, im Gegensatz zu der in Kapitel 1.1 dargelegten konventionellen Abformtechnik, ausschließlich optisch statt.

In Abhängigkeit des verwendeten Scansystems kann die Aufbringung eines Puders auf den zu scannenden Kieferabschnitt vonnöten sein. Hierbei sollen mögliche Reflexionen der Zahnoberfläche eliminiert werden. Bei anderen Scansystemen ist die Applikation eines Puders unumgänglich, da deren Bestandteile als Referenzgrößen dienen.<sup>98</sup>

Grundsätzlich entfallen durch den Scanvorgang sowohl die für die konventionelle Abformung benötigten Abformlöffel, das Abformmaterial und die anschließende Modellherstellung<sup>18, 155</sup>, sodass mögliche, in Kapitel 1.1 zuvor dargelegte, Fehlerquellen entfallen.

Der dentale Markt bietet eine Vielzahl sich in Aufnahmeprinzip und Aufnahmemodus unterscheidenden Scansystemen an. Die folgende Tabelle 1:2 gibt eine kurze Übersicht über die gängigen Systeme, die derzeit zur Verfügung stehen.

Tabelle 1:2 Marktübersicht der gängigsten intraoralen Scansysteme<sup>88, 98, 152, 155</sup>

<b>Hersteller</b>	<b>Gerätename</b>	<b>Aufnahmeprinzip</b>	<b>Puder</b>
Align Technology	iTero Element 5D	konfokale Mikroskopie	nein
Carestream Dental	CS 3600/3700/3800	Triangulation	nein
Dental Wings	dwio	Multiscan Imaging	nein
Dentium	rainbow IOS	Triangulation	nein
Planmeca	Emerald S	Triangulation	nein
Dentsply Sirona	CEREC Blue Cam	Triangulation	ja
Dentsply Sirona	CEREC Omnicam	Triangulation	nein
Dentsply Sirona	Primescan	Optische Hochfrequenz Kontrastanalyse	nein
Zfx	Zfx IntraScan	konfokale Mikroskopie	nein
3Shape	Trios 3/4	konvokale Mikroskopie	nein
Medit	i500/i700	Triangulation	nein

Unter Verweisung auf das Kapitel 1.2.1.1 werden im Folgenden die in dieser Studie verwendeten optischen Intraoralscanner im Einzelnen vorgestellt. Eine nähergehende Betrachtung der verschiedenen Aufnahmeprinzipien findet in Kapitel 1.2.3 statt.

### *1.2.2.1 CS 3600, Carestream Dental*

Der Intraoralscanner *CS 3600* (siehe Abbildung 1:2) ist eine Weiterentwicklung der Firma Carestream Dental (Rochester, NY, USA) des bis dahin verfügbaren Intraoralscanners *CS 3500*. Dieses Scansystem ist sowohl in einer Pod-Variante, einem Handstück mit USB-Anschluss, als auch als Integration in einer Behandlungseinheit verfügbar. Der Lieferumfang umfasst neben dem Scanner und dem dazugehörigen Netzadapter sowohl einen USB-Stick mit Treiber, einen Halter und mehrere Aufnahmespitzen. Die Scanspitzen bestehen aus medizinisch autoklavierbarem Kunststoff und können mehrmals verwendet werden.

Das Aufnahmeprinzip ist das optische Verfahren der Triangulation. Während die digitale Datenerfassung beim *CS 3500* durch Einzelbilder erfolgt, generiert der *CS 3600* eine Videosequenz.

Der dabei entstandene Datensatz wird in Form einer Digital Imaging and Communications in Medicine-Datei (DICOM-Datei) abgespeichert. Durch die Bereitstellung einer firmeneigenen Software *CS Restore* und der dazugehörigen firmeneigenen Cloud-Plattform *CS Connect* ist neben dem Chairside-Workflow auch ein korrespondierender Lab-side-Workflow möglich. Da der Scanner ein offenes System darstellt, kann die entsprechende DICOM-Datei im STL-Format oder im Polygon File Format (PLY) exportiert und, falls nötig, anderen zur Verfügung gestellt werden.<sup>152, 155</sup> Das Software-Tool *CS Model* ermöglicht in der Kieferorthopädie die Anzeige virtueller kieferorthopädischer Arbeitsmodelle und damit die Möglichkeit einer umfangreichen kieferorthopädischen Modellanalyse.<sup>155</sup>

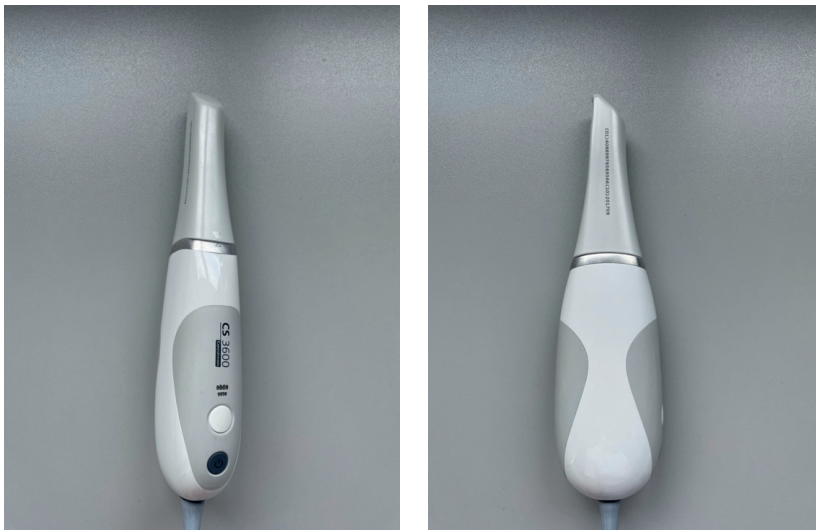


Abb. 1:2 CS 3600, Carestream Dental

### 1.2.2.2 *Primescan, Dentsply Sirona*

Der Begründer des CEREC-Systems (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) bahnte, durch die Benutzung einer intraoralen Kamera sowie einer am Behandlungsstuhl befindlichen Fräseinheit, dem heutigen Verständnis von CAD/CAM in der Zahnheilkunde den Weg. Dabei war das in den 1980er-Jahren entwickelte System lange Zeit das einzige auf dem Markt befindliche Scansystem.<sup>100, 117</sup> Das im Februar 2019 eingeführte neue System stellt eine Weiterentwicklung der bis dahin mit am meisten verkauften *CEREC Bluecam* und *Omnica* dar.<sup>118</sup> Der als Chairside-System konzipierte Intraoralscanner besteht aus einem 21,5-Zoll-Dünnschichttransistor-LED-Touchscreen, auf dem das Modell ausgewählt, gedreht, verschoben oder neu positioniert werden kann. Die neue Softwareversion *CEREC 5* wurde aufgespielt. Ein neues Trackpad und flache Tasten ersetzen den bislang verbauten Trackball, den Startknopf und die Cursortasten.<sup>134</sup>

Aufgrund der Tatsache, dass die *CEREC Bluecam* noch blaues Licht in dem Aufnahme-modus von Einzelbildern verwendete, welches als Streifenmuster auf Zahnreihen projiziert wird, war das Pudern der Zähne unabdingbar.<sup>118</sup> Dabei musste eine korrekte Anwendung der Applikation durchgeführt werden, da eine unterschiedliche Pulverschichtstärke das Risiko einer Fehlmessung begünstigt und die Qualität des Scans beeinträchtigt.<sup>113</sup>

Seit der Markteinführung der *CEREC Omnicam* kann auf das Pudern verzichtet werden, da nun Licht unterschiedlicher Wellenlänge verwendet wird. Auch erfolgt die digitale Datenerfassung nicht mehr in Form von Einzelbildern, sondern wird, wie bei dem *CS 3600* Intraoralscanner von Carestream Dental, durch Videosequenzen generiert. Trotz einiger Unterschiede und Neuentwicklungen liegen den CEREC-Systemen bis zur Einführung der *Primescan* das Prinzip der aktiven Triangulation und Streifenlichtprojektion zugrunde.<sup>118</sup> Mit der Einführung der *Primescan* (siehe Abbildung 1:3) stellt die Firma Dentsply Sirona nicht nur einen neuen Intraoralscanner sondern auch ein neues Aufnahmeprinzip vor, welches als Patent angemeldet ist.<sup>133</sup> Zum Verfahren der *Optischen Hochfrequenz Kontrastanalyse* liegen jedoch bislang nur wenige Informationen vor.



*Abb. 1:3 Primescan, Dentsply Sirona*

### 1.2.2.3 *Trios 4, 3Shape*

Der Intraoralscanner *Trios 4* (siehe Abbildung 1:4), von der dänischen Firma 3Shape (Kopenhagen, Dänemark) entwickelt, ist seit der Markteinführung der *Trios*-Serie im Jahre 2011 neben der Cart-Version, einem PC, einem Touchscreen und einer dem Handstück aufgesetzten Scanspitze, inzwischen als Pod/USB-Laptop-Variante oder als in einer Behandlungseinheit integrierten Form erhältlich. Der 2017 auf der IDS (Internationale Dental-Schau) in Köln, Deutschland, vorgestellte Wireless-Intraoralscanner ist sowohl in der kabellosen Variante als auch alternativ mit Kabelverbindung lieferbar. Die kabellose Ausführung verfügt über einen batteriebetriebenen Scanner in Form eines Handgriffes oder eines Stiftes.

Das Aufnahmeprinzip ist das der konfokalen Mikroskopie, die digitalen Daten werden in der puderfreien Anwendung mittels Videosequenz erfasst. Der Export dieser Daten ist in Form einer STL-Datei über eine Cloud oder rechnerintern gegeben. Durch den Gebrauch der neu entwickelten App *3Shape Communicate* ist das direkte Kommunizieren in einem intra- als auch in einem interdisziplinärem Austausch mit allen am Prozess Beteiligten über ein Endgerät realisierbar.<sup>152</sup>



Abb. 1:4 *Trios 4, 3Shape*

#### 1.2.2.4 Emerald S, Planmeca

Die Intraoralscanner *Emerald S* (siehe Abbildung 1:5) ist eine Neuentwicklung der Firma Planmeca (Helsinki, Finnland). Dieses Scansystem ist sowohl als Laptop-USB-Variante als auch in einer Behandlungseinheit integriert erhältlich. Dieses neuentwickelte Scansystem ist im Vergleich zu seinem Vorgänger kleiner, schneller und handlicher. Die firmeneigene CAD-Software *PlanCad Easy* und die dazugehörige *Planmeca Romexis-Cloud* ermöglichen sowohl einen Chairside-Workflow als auch einen korrespondierenden Labside-Workflow, sodass die ebenfalls von der Firma Planmeca neu entwickelten Schleifmaschinen *PlanMill 40S* oder *PlanMill 30S* angesteuert werden können.

Das Aufnahmeprinzip des Scanners ist das optische Verfahren der Triangulation, wobei in diesem Fall keine Einzelbilder erzeugt werden, sondern die digitale Datenerfassung durch eine Videosequenz generiert wird. Auf eine Applikation von Puder auf die Zahnreihen kann verzichtet werden. Es besteht die Möglichkeit, Datenmengen unter Verwendung des STL-Formates in andere Konstruktionsprogramme einfließen zu lassen.<sup>118, 152</sup>

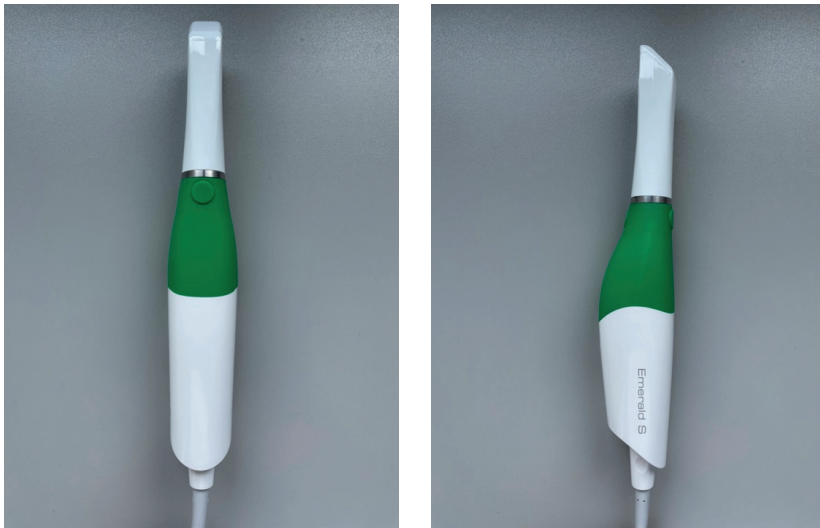


Abb. 1:5 Emerald S, Planmeca

### 1.2.2.5 i500, Medit

Den vom Kooperationspartner Medit (Seoul, Südkorea) entwickelten Intraoralscanner *i500* (siehe Abbildung 1:6) präsentierte die Firma Kulzer GmbH (Hanau, Deutschland) erstmalig auf der IDS 2019. Das vorgestellte Scansystem, Pod genannt, wird per USB mit einem handelsüblichen Laptop verbunden. Der Lieferumfang des Scansystems besteht aus einem Aufnahmehandstück mit USB-Anschluss, einem Netzadapter, einer Kalibrationsseinheit, einer Halterung für das Aufnahmehandstück, vier sterilisierbaren Scanspitzen und einem USB-Stick mit der Medit iScan/Medit Link Software.

Das Aufnahmeprinzip ist das optische Verfahren der Triangulation. Im Gegensatz zu den vorgenannten Scannern, erfolgt die digitale Datenerfassung durch die Erzeugung von Einzelbildern. Die Applikation von Puder ist laut Herstellerangaben nicht erforderlich. Die Wahlmöglichkeit zwischen den Dateiformaten STL ermöglicht die Zusammenarbeit mit allen gängigen Softwarelösungen.<sup>29, 37, 74</sup>



Abb. 1:6 i500, Medit

## 1.2.3 Aufnahmeprinzipien der vorgestellten Scansysteme

### 1.2.3.1 Triangulation

Dem in den Scansystemen von Carestream Dental, Dentsply Sirona, Medit und Planmeca verwendeten Prinzip der Triangulation liegt eine Verfahrensweise zugrunde, die es ermöglicht sowohl Strecken als auch die Position eines Objektes in einem dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Nach Aussenden eines von der Projektionsquelle erzeugten Lichtstrahls wird dieser unter einem durch den Objektabstand veränderbaren Reflexionswinkel zurückgesendet, sodass die Distanz zwischen Projektionsquelle, dem Detektor und dem Objekt ein Dreieck bildet, welches für die Triangulation unabdingbar ist. Die Distanz zwischen der Projektionsquelle und dem Detektor, in der Regel sind das Charge-Coupled-Device-Chips (CCD-Chips), muss dabei bekannt sein und darf nicht verändert werden. (siehe Abbildung 1:7)

Das Triangulationsprinzip des beschriebenen Lichtpunkteverfahrens erfordert einen hohen zeitlichen Aufwand bei der Visualisierung komplexerer Objekte, sodass die Projektion eines Streifenmusters angewandt werden kann. Dabei werden definierte Hell-Dunkel-Muster in einer raschen Folge hintereinander auf das gewünschte Objekt projiziert. Anhand der Verzerrung der Streifenmuster kann anschließend auf eine ungleichmäßige Objektoberfläche geschlossen werden.<sup>88, 118, 121</sup>

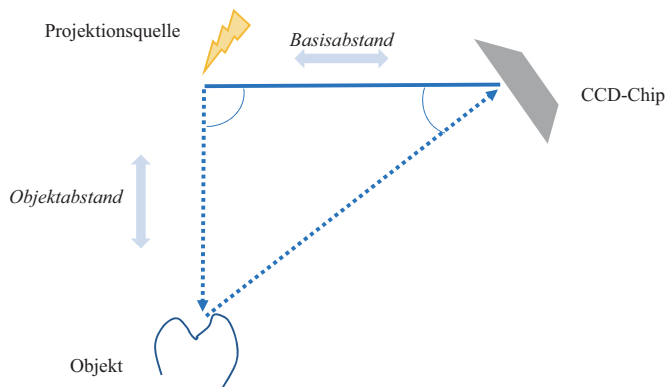


Abb. 1:7 Aufnahmeprinzip der Triangulation

### 1.2.3.2 Konfokale Mikroskopie

Das Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie liegt dem Scansystem *Trios* zugrunde und wurde von Marin Minsky 1955 entwickelt. Anfangs wurde dem Verfahren wenig Beachtung geschenkt. Durch die fortschreitende Entwicklung in der Lasertechnik und die daraufhin bestehende Möglichkeit der Verwendung einer Lichtquelle mit höherer Leuchtdichte, etablierte sich das System in den folgenden Jahren.<sup>57</sup>

Durch die Kamera wird ein Lichtstrahl erzeugt, der mit maximaler Intensität auf die zu erfassende Oberfläche auftrifft und auf gleichem Wege zurückgeworfen wird. Der reflektierte Strahl passiert dabei neben einer Linse und einem Strahlteiler eine Lochblende und trifft auf einen dahinterliegenden Detektor. Lichtstrahlen, die außerhalb der Fokusebene liegen, werden weder von der Lochblende durchgelassen noch können diese detektiert werden.<sup>88, 118</sup> Da die spezifische Position des Bildpunktes, die Spot-Specific-Position<sup>118</sup>, im Raum zum einen durch die Intensität des Lichtstrahls und zum anderen durch das Auftreffen des Strahls in horizontaler und transversaler Richtung charakterisiert ist, muss die Erfassung der Messoberfläche aus verschiedenen Positionen erfolgen. Die Software errechnet aus den unterschiedlichen Schnittbildern ein dreidimensionales Bild.<sup>88, 118</sup> (siehe Abbildung 1:8)

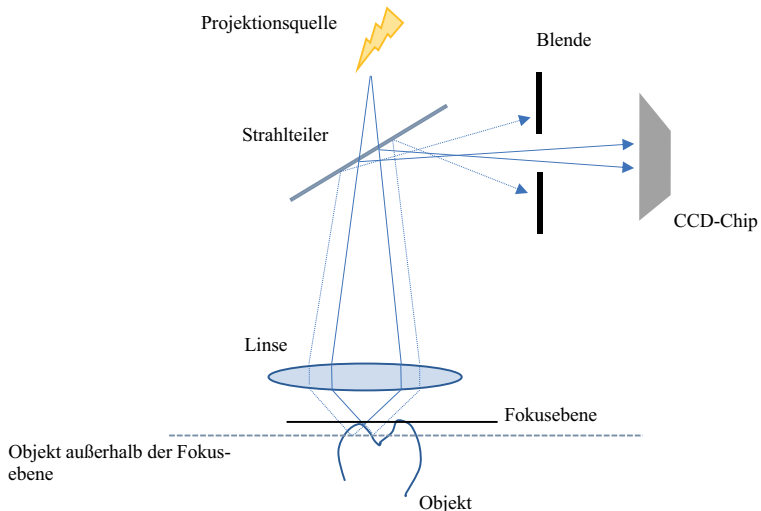


Abb. 1:8 Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie

### 1.3 Dimensionstreue von Teil- und Ganzkieferscans

Wie in den Kapiteln 1.1 und 1.2 dargelegt, stellen Studienmodelle eine, unabhängig vom konventionellen oder digitalen Herstellungsweg, unverzichtbare Arbeitsgrundlage dar. Die auf diesen Modellen durchgeführte patientenbezogene Modellanalyse ist ein wichtiger und fester Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik. Aus diesem Grund werden an diese Modelle, die jeweils die individuelle Mundsituation wiedergeben, hohe Anforderungen hinsichtlich der Dimensions- und Detailtreue gestellt. Dabei ist es unabdingbar, dass die Mundsituation vollständig, das heißt, die Abformung aller Zähne, der apikalen Basis, der Umschlagfalte, aller Bändchen und die A-Linie im Oberkiefer, abgebildet wird.

Die Analyse dieser Modelle, mithin die Diagnostik, die sich zum einen aus der Beurteilung der apikalen Basis, der Kieferbreite/-höhe, des Dentalstadiums, der fehlerhaften Stellungen einzelner Zähne, der Zahnwanderungen und zum anderen aus der Beurteilung der Okklusionsverhältnisse, sowohl in sagittaler als auch in transversaler und vertikaler Ebene, und der Berechnung der Platzverhältnisse von Oberkiefer und Unterkiefer zusammensetzt, beeinflusst maßgeblich die Therapieplanung.<sup>5</sup> Dabei befinden sich die Genauigkeit der Messungen und die Präzision in der Durchführung in direktem qualitativen Zusammenhang mit der kieferorthopädischen patientenbezogenen Diagnostik und Therapieplanung.<sup>69</sup>

In dem Wissen um die Bedeutsamkeit dieser Studienmodelle und durch die Möglichkeit einer direkten Visualisierung der Zahnbögen unter Zuhilfenahme eines Intraoralscanners, war das Ziel einiger Untersuchungen die Beantwortung der Frage, welche Abformgenauigkeit durch den digitalen Herstellungsweg erreicht werden kann.<sup>15, 17, 22, 34-36, 52, 54, 56, 62, 76, 80, 101, 119, 128, 129, 154</sup>

Dabei konnte durch verschiedene durchgeführte Studien aufgezeigt werden, dass durch die Verwendung intraoraler Scansysteme beim Scan normaler Zahnbögen eine ausreichende Genauigkeit zu diagnostischen Zwecken erreicht werden kann.<sup>24, 87, 123</sup> Ein Bukkalscan ermöglicht hierbei eine genaue Zuordnung von Ober- und Unterkiefer<sup>147</sup>, sodass das Akquirieren von Daten exakt denen der herkömmlichen Gipsmodelle entspricht.<sup>91</sup>

Wie im Folgenden dargelegt wird, kann beim Scannen kleinerer Kieferabschnitte bei Benutzung eines Intraoralscanners eine mit der herkömmlichen Abformmethode vergleichbare Dimensionstreue erzielt werden.<sup>15, 17, 22, 34, 154</sup> *Garino et al.*<sup>45</sup> untersuchten die Vergleichbarkeit der digitalen Erfassung der Mundsituation durch den Gebrauch von Intraoralscannern mit der von konventionellen Abdrücken und stellten fest, dass die digitale Erfassung von Engständen und Tiefbissen, Platzüberschuss nach Extraktion und ektoptischen Schneide- sowie Eckzähnen detaillierter und daher der konventionellen Methode sogar einen Schritt voraus ist.

Die Vergleichbarkeit der Studien untereinander, die sich der Genauigkeit von Ganzkieferscans widmen, gestaltet sich schwierig, da manche Studien *in-vitro*<sup>35, 36, 62, 119</sup> und andere *in-vivo*<sup>17, 34, 52</sup> durchgeführt wurden. Die Verwendung verschiedener Intraoralscanner und die durch konventionelle Abformungen hergestellten Referenzmodelle, welche die reale Situation nur bedingt exakt wiedergeben<sup>145</sup>, untermauern diese Problematik.

Insgesamt ist jedoch Stand der Forschung, dass mit zunehmender Größe des zu scannenden Bereiches, wie zum Beispiel das Scannen eines gesamten Zahnbogens, die Ungenauigkeit eines digitalen Modells zunimmt.<sup>34, 36, 80, 101</sup> Dies lässt den Schluss zu, dass unter Berücksichtigung dieses bedeutsamen Aspektes die konventionelle Abformtechnik der digitalen Abformtechnik ein Stück voraus ist, da sie eine geringere lokale Abweichung aufweist.<sup>34, 35</sup>

*Ender et al.*<sup>34</sup> erhielten in ihrem Untersuchungsansatz das vorgenannte Ergebnis, indem auf konventionellem Wege entweder der Zahnbogen des Ober- oder des Unterkiefers von fünf Probanden mit vollständiger Zahnreihe je dreimal mit fünf unterschiedlichen Abformmaterialien abgeformt wurde. Nach entsprechender Desinfektion und Lagerung über acht Stunden wurden diese Abformungen mit einem Typ IV Gips ausgegossen. Nach weiteren 48 Stunden wurden die Gipsmodelle mittels eines Laborscanners digitalisiert und die entsprechenden Daten im STL-Dateiformat exportiert. Dem konventionellen Gebrauch von Abformmaterial und der damit verbundenen Modellherstellung wurde die Verwendung von sieben verschiedenen Intraoralscannern gegenübergestellt. Dabei wurden die Zahnreihen derselben Probanden entsprechend intraoral digitalisiert und ebenfalls im STL-Dateiformat exportiert.

Durch den Gebrauch einer Diagnosesoftware wurden die jeweiligen Abformungen eines jeden Probanden überlagert und miteinander verglichen.

*Moon et al.*<sup>101</sup> kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Ungenauigkeit eines digitalen Modells mit der Größe des zu scannenden Bereiches in Verbindung steht. Dabei wurden die kompletten Zahnbögen des Ober- und Unterkiefers von 20 Patienten intraoral gescannt. Zusätzlich erfolgte ein Teilkieferscan pro Quadrant, von der rechten vorderen, der rechten hinteren, der linken vorderen und der linken hinteren Zahnreihe. Die Daten wurden anschließend mit einem durch einen Laborscanner digitalisierten Gipsmodell überlagert und verglichen. Als Referenzpunkte dienten bei dem Ganzkieferscan der Inzisalpunkt und die mesiobukkalen Höckerspitzen der Molaren. Für die jeweiligen Teilkieferscans im Frontzahnbereich dienten sowohl die Eckzahnspitze als auch der linguale Zenit des zweiten Schneidezahns und der labiale Zenit des ersten Schneidezahns als Referenzpunkte. Für den Seitenzahnbereich wurden die bukkalen bzw. die lingualen Höcker des ersten und des zweiten Prämolaren sowie der mesiobukkalen Höcker des zweiten Molaren hinzugezogen.

Eine mögliche Begründung der erhöhten Störanfälligkeit bei digitalen Systemen in Abhängigkeit von der Größe, beziehungsweise Menge der zu scannenden Bereiche, kann im Vorgang des Matchings liegen (siehe Kapitel 1.2.1.1). Da sich eine Ganzkieferaufnahme aus vielen einzelnen Aufnahmen zusammensetzt, müssen diese Einzelbilder zunächst überlagert und im darauffolgenden Schritt mithilfe der Scansoftware anhand prägnanter Details zu einem Gesamtbild zusammengefügt werden. Hierbei stehen mögliche Überlagerungsfehler in Korrelation mit der Aufnahmelänge.<sup>129</sup>

Auch die Aufnahmedauer und die Größe des Aufnahmekopfes des Intraoralscanners spielen eine entscheidende Rolle und stehen in engem Zusammenhang mit der Anzahl der aufgenommenen Einzelbilder und der damit einhergehenden Überlagerungsfehler. So konnten *Renne et al.*<sup>119</sup> durch den Vergleich von sieben verschiedenen Intraoralscannern einen Zusammenhang zwischen der Dauer der Aufnahme und der Genauigkeit des Scans kompletter Zahnbögen feststellen. Dabei korrelierte eine längere Aufnahmezeit mit einer Verschlechterung des Ergebnisses.

Bezüglich der Größenwahl des Aufnahmekopfes gilt, dass ein kleiner Aufnahmekopf einen kleineren Aufnahmebereich besitzt und somit eine höhere Menge an Einzelaufnahmen erfasst werden muss, um dieselbe Leistung zu erzielen wie mit einem verhältnismäßig großen Aufnahmekopf. Bei diesem nimmt folgerichtig die Anzahl der Bilder ab, je größer der Abbildungsbereich beziehungsweise der Aufnahmekopf ist. Aus der Verringerung der Anzahl der Einzelbilder resultiert eine Minimierung der Überlagerungsdefekte. Diese Reduktion wirkt der zunehmenden Unschärfe des entstehenden Datensatzes entgegen.<sup>56, 76, 119</sup>

*Schmidt et al.*<sup>128</sup> gingen der Frage nach, ob eine Möglichkeit der Beeinflussung der Dimensionstreuung in der Verwendung verschiedener Hard- und Softwarekomponenten gesehen werden kann. Hierbei wurden jeweils vier intraorale Ganzkieferscans an fünf verschiedenen Probanden durchgeführt. Als Intraoralscanner wurde der *Trios 3* (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) in der Pod- und Cart-Version, der *Trios 4* (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) in der Pod-wireless-Version und der *Primescan* (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) verwendet. Als Referenzpunkte wurden den Probanden analog zu *Kuhr et al.*<sup>80</sup> vier Metallkugeln mit einem Durchmesser von 5 mm mit Komposit auf die Zähne fixiert. Die starre Positionierungsplatte aus Metall, in welcher die Kugeln gesichert wurden, ermöglichte die Reproduzierbarkeit der Platzierungen der Kugeln bei jedem Probanden und konnte zudem als Referenz für die Kugelpositionen verwendet werden. Im Anschluss wurden die gewonnenen Datensätze überlagert und miteinander verglichen. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Nutzung von jüngeren Hard- beziehungsweise Softwarekomponenten unter dem Aspekt der Genauigkeit signifikante Unterschiede zu älteren Komponenten aufweisen. Die neuesten Scanner lieferten die präziseren Daten. Dieses deckt sich mit den Ergebnissen der Studien sowohl von *Haddadi et al.*<sup>54</sup> als auch von *Ender et al.*<sup>36</sup>. Als Grund kann hier die Anwendung neuer, überarbeiteter Algorithmen im Rahmen des Matchings genannt werden.<sup>128</sup>

## 1.4 Dimensionstreuung von Teil- und Ganzkieferscans mit Multibracket-Apparatur

Bei Intraoralscans sind gemäß aktuellem Kenntnisstand die Größe des zu scannenden Bereiches, die Aufnahmedauer, die Größe des Aufnahmegebietes der Intraoralscanner und die Verwendung bestimmter Hard- und Softwarekomponenten als limitierende Faktoren für die korrekte Darstellung eines Ganzkieferscans zu sehen. Alle zuvor genannten Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Teil- und Ganzkieferscans fanden an natürlichen Zähnen/Gebissen, ohne das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur statt.<sup>34, 56, 76, 101, 119, 128, 129</sup>

Das Vorliegen einer Multibracket-Apparatur stellt jedoch einen potentiellen weiteren limitierenden Faktor dar und könnte folglich unterschiedliche Auswirkungen auf die Ergebnisse eines Scanvorgangs haben. Zum Beispiel kann die Qualität des Modells beeinflusst werden, mit gegebenenfalls entscheidenden Folgen für die kieferorthopädische Behandlung. Im Nachfolgenden sollen die Einflüsse, die auf das Scanergebnis wirken, näher erläutert werden.

Im Mittelpunkt der In-vitro-Studie von *Park et al.*<sup>107</sup> stand die Frage, inwiefern sich die Lokalisation der auf den Zähnen befestigten Brackets auf die Genauigkeit von Intraoralscans auswirkt. Hierfür wurden zwei identische Ober- und Unterkieferstudienmodelle (*085DP-500B.1*, Nissin Dental Prod. Inc., Kyoto, Japan) zum einen bukkal und zum anderen lingual mit Metallbrackets beklebt. Im weiteren Verlauf wurden die Modelle durch vier verschiedene Intraoralscanner (*E4D Dentist*, D4D Technologies, Richardson, TX, USA; *iTero*, 1st Generation, Align Technology, Santa Clara, CA, USA; *Trios*, 3 Shape, Kopenhagen, Dänemark; *Zfx IntraScan*, Zfx, Dachau, Deutschland) mehrmals digitalisiert, sodass am Ende jeweils 20 Dateien sowohl für die Modelle mit lingual als auch für die Modelle mit bukkal geklebten Brackets vorlagen. Die digitale Auswertung der Modelle wurde mit der Software *Rapidform 2004* (INUS Technology Inc., Seoul, Korea) durchgeführt. Dabei wurden sowohl der Abstand zwischen den Eckzahnsitzen beider Kieferhälften als auch der Abstand der mesiobukkalen Höckerspitzen des rechten bzw. des linken ersten Molaren gemessen. Die ermittelten Abstände wurden denen der durch einen Messschieber (*700-113 MyCal Lite*, Mitutoyo America Corp., Kawasaki, Japan) gemessenen Werte für jeden Scanner gesondert gegenübergestellt.

Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Genauigkeit der Scans und die Qualität der Darstellung am Monitor in direktem Zusammenhang mit der Verwendung verschiedener Intraoralscanner steht. Zusätzlich konnte aufgezeigt werden, dass Zahnbögen mit lingual fixierten Brackets ein höheres Maß an Ungenauigkeiten sowie einen erweiterten, fehlerhaft dargestellten Zahnbogen aufweisen als Zahnbögen mit bukkal fixierten Brackets.<sup>107</sup> Der Grund ist laut Autoren im Vorgang des Matchings zu sehen. Sowohl die engen Platzverhältnisse im Frontzahngelände als auch die im Vergleich zu den Seitenzähnen länglichen, labial geneigten Schneidezähne würden die Datenerfassung mittels Intraoralscanner erschweren. Des Weiteren führten die aus okklusaler Sicht existierenden labialen Unterschnitte zu einem fehlerhaften Scan in der entsprechenden Region.

Die Zielsetzung der Arbeit von *Jung et al.*<sup>68</sup> war es, einen Vergleich von vier verschiedenen Intraoralscannern bei Vorliegen von bukkal fixierten Brackets hinsichtlich der Scangenauigkeit vorzunehmen. Darüber hinaus galt es zu klären, inwieweit die Inserierung von metallischen Bögen die Qualität der Scans beeinflusst. In Anlehnung an die Methodik von *Park et al.*<sup>107</sup> wurden daraufhin zum einen die gleichen Intraoralscanner und zum anderen die gleichen Modelle für diese Studie herangezogen. Das Ursprungsmodell galt als Referenzmodell, das zweite Modell wurde bukkal mit Brackets versehen, im dritten Modell wurde zusätzlich zu den Brackets ein NiTi-Rundbogendraht mit einem Durchmesser von 0,018 Zoll (*Ormco*, Kalifornien, USA) befestigt. Quadrantenweise wurden die Modelle zwei und drei mit unterschiedlichen Brackettypen versehen. Im 1. und 2. Quadranten wurden jeweils Metallbrackets (*Victory MBT 022*, 3M Unitek, Monrovia, Kalifornien, USA) und Keramikbrackets (*Clarity Advanced MBT 022*, 3M Unitek, Monrovia, Kalifornien, USA) geklebt. Im 3. und 4. Quadranten wurden jeweils Keramikbrackets mit Metallslot (*Clarity MBT 022*, 3M Unitek, Monrovia, Kalifornien, USA) sowie Kunststoffbrackets mit Metallslot (*ODP Lucent-Bracket*, Orthodontic Design and Production Inc., Vista, Kalifornien) geklebt. Im Folgenden wurden die Modelle in jeweils fünf Durchgängen gescannt. Die Auswertung der Modelle erfolgte analog zu *Park et al.*<sup>107</sup>.

Übereinstimmend mit den Erkenntnissen der In-vitro-Studie von *Park et al.*<sup>107</sup> konnten Unterschiede der Scanner in Bezug auf die Genauigkeit der Scans festgestellt werden. Diese manifestierten sich vor allem in der korrekten Darstellung der unteren Frontzähne.

Hinsichtlich des Vergleichs der Durchschnittswerte für die mesiodistale Breite der Referenzzähne bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur ohne bzw. mit Bogen konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Modellen in Bezug auf die Differenz zwischen den virtuellen und den manuellen Werten bei allen Scannern festgestellt werden. Im Kontrast dazu wurden jedoch beim Vergleich des Intermolaren- sowie des Intereckzahnabstands geringe Unterschiede bei einem Scanner ermittelt, wobei diese zwischen den drei Modellen nicht über 1mm hinausgingen. Infolgedessen zogen die Autoren das Fazit, dass das Vorliegen einer Multibracket-Apparatur in situ bezogen auf die horizontalen Vermessungen durch Intraoralscanner aus klinisch-kieferorthopädischer Sicht keinen kritischen Faktor darstellt.

*Song et al.*<sup>135</sup> untersuchten die Genauigkeit der digitalen Erfassung eines gesamten Zahnbogens bei Vorhandensein von künstlichem Speichel. Das Studiendesign umfasste vier Studienmodelle (*dentiform*, Tomy Inc., Fuchuhi, Japan), die mit unterschiedlichen Bracket-Materialien (Metall, Keramik und Kunstharz) beklebt und im Anschluss durch einen Industriescanner (*AICON 3D systems*, Braunschweig, Deutschland) digitalisiert wurden. Die ermittelten Daten galten als Referenzwerte und gaben den „Sollwert“ an. Um möglichst reale Behandlungsbedingungen zu simulieren, wurden die Brackets jeweils durch den Gebrauch eines Pinsels mit künstlichem Speichel (*Biotene Moisturizing Spray*, GSK Consumer Healthcare, Warren, USA) benetzt. Im Folgenden wurden die Studienmodelle durch vier verschiedene Intraoralscanner (*CS 3600*, Carestream Dental, Atlanta, USA; *i500*, Medit, Seoul, Korea; *Trios 3*, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark; *Omniscam*, Sirona, Bensheim, Deutschland) digitalisiert und im weiteren Verlauf durch eine 3D-Software (*Geomagic Verify*, Geomagic, Morrisville, USA) analysiert, sowie mit den zuvor ermittelten Referenzwerten verglichen.

Insgesamt zeigte sich, dass die Scengenauigkeit beim Vorhandensein von herkömmlich geklebten Brackets in direktem Zusammenhang mit der Verwendung der verschiedenen Intraoralscanner, die sich unter anderem im Hinblick auf ihren Aufbau und ihre Bildbearbeitungsfunktion differenzieren, steht. Die Applikation von künstlichem Speichel schien zusätzliche Fehlmessungen zu begünstigen und sorgte teilweise für eine fehlerhafte Darstellung der gescannten Studienmodelle am Monitor. Des Weiteren nahm die Wahl des Bracket-Materials einen entscheidenden Einfluss auf die Scanresultate.

Es ließ sich feststellen, dass Keramikbrackets einen geringeren Einfluss auf die Genauigkeit einer digitalen Abformung haben als Brackets aus Metall oder Kunstharz, wobei letztere die höchste Diskrepanz zwischen den „Soll“- und „Ist“-Werten hervorriefen.<sup>135</sup> Darüber hinaus war die Visualisierung des Studienmodells, welches mit Kunstharzbrackets beklebt worden war, nach dem Scannen am Monitor am fehlerhaftesten, sodass einzelne Brackets unvollständig bis gar nicht dargestellt wurden. Die Autoren begründeten dies mit den Ergebnissen der Studien von *Li et al.*<sup>85</sup> und *Kurz et al.*<sup>81</sup>. Diese kamen in ihrem Untersuchungsansatz zu dem Schluss, dass das Scannen von Objekten mit einer höheren Transluzenz zu einer geringeren Übertragungsgenauigkeit und schlechteren Scans führt.<sup>81, 85</sup>

Die genannten Ergebnisse, also eine erhöhte Störanfälligkeit bei digitalen Systemen in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur und deren Materialeigenschaften, decken sich mit den Untersuchungsergebnissen diverser anderer Studien.<sup>71, 75, 130</sup>

In der von *Kang et al.*<sup>71</sup> im Jahr 2021 durchgeführten In-vivo-Studie wurden die Zahnreihen von 30 Patienten/-innen vor und nach dem Kleben mit Metallbrackets durch zwei Intraoralscanner (*iTero*, Align Technology, San Jose, Kalifornien, USA und *Trios*, 3 Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und im Anschluss zum Vergleich durch die Software *Rapidform* (3D Systems, Rock Hill, SC) überlagert, sowie die Abweichungen der einzelnen Zahnbogenoberflächen zueinander bestimmt. Um eine gezielte Aussage über den Einfluss der geklebten Brackets auf die Qualität des Scans zu ermöglichen, wurden im Folgenden anhand von morphologischen Referenzpunkten zuvor bestimmter Zähne (die ersten Inzisiven und die ersten Molaren, linke und rechte Kieferhälfte) die überlagerten Scans der jeweiligen Intraoralscanner anhand von verschiedenen linearen Messungen analysiert.

Dabei konnten die Autoren ebenfalls aufzeigen, dass trotz geringer Abweichungen der Messergebnisse durch die Überlagerung der digitalisierten Mundsituation ohne und mit geklebten Brackets, bei der Verwendung von Metallbrackets eine erhöhte Fehleranfälligkeit der Darstellung zirkulär um das Bracketsystem herum festzustellen ist. Als mögliche Begründung der fehlerbehafteten Darstellung wird angegeben, dass es aufgrund von Lichtreflexionen und Streuungen an den Brackets, die durch die Intraoralscanner

verursacht werden, zu Bildverschiebungen kommt, die infolgedessen in einer verfälschten Wiedergabe der vorliegenden Mundsituation durch die Software wiedergegeben wird. Darüber hinaus war festzustellen, dass die Abweichungen der Zahnbögen im Molarbereich erkennbar höher waren als im Frontzahnbereich.

*Shin et al.*<sup>130</sup> kamen zum gleichen Ergebnis, indem das erste von zwei Oberkiefermodellen (*Dentiform*, Tomy, Fuchusshi, Japan) im 1. Quadranten mit Metallbrackets (*Bionic metal MBT022 bracket*, Ortho Technology, Lutz, USA) und im 2. Quadranten mit Keramikbrackets (*Reflections ceramic MBT022 bracket*, Ortho Technology, Lutz, USA) beklebt wurde. Des Weiteren wurde das zweite Oberkiefermodell im 1. Quadranten mit Kunstharzbrackets (*Purfit I resin MBT022 bracket*, US Orthodontic products, Norwalk, USA) sowie im 2. Quadranten mit Kunstharzbrackets mit Metallslot versehen (*Purfit II resin MBT022 bracket*, US Orthodontic products, Norwalk, USA). Zuvor wurden Aufnahmen der einzelnen Brackettypen mit einem Elektronenrastermikroskop (*S-3000N*, Hitachi, Tokyo, Japan) erstellt, sodass die Brackets mittels einer Software (*Image-Pro 10*, Version 10.9.7, Media Cybernetics, Rockville, USA) nach festgelegten Kriterien vermessen und ausgewertet werden konnten. Die anschließende Digitalisierung der Modelle erfolgte mit vier Intraoralscannern (*Trios 3*, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark; *CS 3600*, Carestream Dental, Atlanta, USA; *i500*, Medit, Seoul, Korea; *Primescan*, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland). Diese digitalisierten Modelle wurden den durch einen extraoralen Scanner (*E4 Dental Scanner*, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisierten Modellen, welche als Referenzmodelle galten, gegenübergestellt. Im Folgenden wurden die Datensätze nach den gleichen Kriterien, die zuvor bei den Aufnahmen des Elektronenrastermikroskops angewandt wurden, ausgewertet.

Das herausstellende Merkmal dieser Arbeit war es, dass nicht wie in den bisher genannten Studien das Scannen eines gesamten Zahnbogens und der Einfluss auf den Scan durch das Vorliegen einer Multibracket-Apparatur im Mittelpunkt stand, sondern allein die Darstellung der verschiedenen Brackettypen durch die verschiedenen Scanner als solche in den Vordergrund der Betrachtung rückte. Angesichts der Ergebnisse lag für die Autoren die Schlussfolgerung nahe, dass zum einen das Scanergebnis im direkten Zusammenhang mit der Anwendung verschiedener Scanner steht, zum anderen das Material der Brackets einen erheblichen Einfluss auf die Genauigkeit der Darstellung hat.

Ein besonderes Merkmal der Studie von *Heo et al.*<sup>58</sup> war es, einen Vergleich zwischen dem Scannen von Oberkiefermodellen ohne Metallbrackets und dem Scannen von Oberkiefermodellen mit Metallbrackets (*Mini Uni Twin Bracket*, 3M Unitek, Monrovia, USA) beziehungsweise mit polykristallinen Keramikbrackets (*Bijou Bracket*, World Bio Tech, Seoul, Korea) unter Berücksichtigung des Zeitaufwandes durchzuführen. Die verschiedenen Aufnahmen wurden allesamt vom gleichen erfahrenden Behandler durchgeführt, wobei das Digitalisieren der Modelle mit dem *Trios Pod 2* der Firma 3Shape, Kopenhagen, Dänemark vorgenommen wurden. Der jeweilige Scan galt als abgeschlossen, wenn die Zähne und das umliegende Gewebe weniger als sechs Löcher mit einem Durchmesser von kleiner 2 mm aufwies. Die Zeit setzte sich somit aus dem primären Scan und dem sich möglicherweise anschließenden Korrekturscan zusammen. Die Auswertung der STL-Dateien der Scans erfolgte mittels Überlagerung durch die Software *Rapidform TM* (Version 2004, INUS Technologie Inc., Seoul, Korea). Dabei wurden die einzelnen Querschnitte durch den Zahnbogen an den beiden Eckzahnsitzen sowie an den beiden mesio-bukkalen Höckern der ersten Molaren der Modelle ohne Brackets mit den Querschnitten durch die mit Brackets versehenen Modelle verglichen.

Im Hinblick auf den zeitlichen Aspekt konnte festgestellt werden, dass es deutliche Unterschiede zwischen den Scanvorgängen der Modelle ohne Brackets, der Modelle mit Metallbrackets beziehungsweise der Modelle mit polykristallinen Keramikbrackets gab. Im Vergleich wurde für den Scan der Modelle mit Keramikbrackets mehr Zeit benötigt als für den Scan der Modelle ohne Brackets. Die benötigte Zeit für die Modelle mit Metallbrackets lag zwischen diesen beiden.

Mithin ergibt die Sichtung der aktuellen Literatur, die das zusätzliche Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur berücksichtigt, dass noch nicht alle einflussnehmenden Komponenten auf die Übertragungsgenauigkeit von Teil- und Ganzkieferscans hinreichend wissenschaftlich beleuchtet wurden.

Ein Vergleich der bisher beschriebenen Erkenntnisse zeigt, dass die Sinnhaftigkeit der Verwendung von Intraoralscannern in der Kieferorthopädie noch nicht abschließend geklärt ist. Während zum Beispiel *Kang et al.*<sup>71</sup> und *Jung et al.*<sup>68</sup> die Benutzung auf Basis der erworbenen Daten für die kieferorthopädische Diagnostik befürworten, schließt *Song et al.*<sup>135</sup> den Gebrauch von Intraoralscannern sowohl für die Diagnostik als auch zur

Herstellung von kieferorthopädischen Apparaturen aus. Es muss an dieser Stelle jedoch darauf hingewiesen werden, dass das Angebot an Publikationen, die den Einfluss einer Multibracket-Apparatur auf die Genauigkeit von Ganzkieferabformungen thematisieren, bisher unzureichend ist.

Unter Verweisung auf Kapitel 1.2.1.2 und die dort beschriebene Möglichkeit der Verwendung des digitalen Systems am Beispiel einer kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapie durch eine dreidimensional gestützte kephalometrische Operationsplanung sowie der Anfertigung von OP-Splinten im Rahmen einer bimaxillären Umstellungsosteotomie, wäre eine gesicherte Aussage zur Verwendung der Scanner aufgrund studienbasierter Messungen vonnöten. Fehlerhaft hergestellte Splinte infolge von nicht korrekt dargestellten Zahnbögen würden sich intraoperativ sowohl für den in Narkose befindlichen Patienten als auch für den Operateur als fatal herausstellen. Die für das Behandlungsziel erforderliche passgenaue Zuordnung von Ober- zu Unterkiefer könnte unter Umständen nicht erreicht werden.

Überdies geben die in den oben aufgeführten Studien beschriebenen Vorgehensweisen zur Bestimmung der Genauigkeit der digitalisierten Zahnbögen die reale Situation nur bedingt wieder. Es liegen keine unabhängigen Referenzen vor, mit denen die ermittelten Daten verglichen werden können. Vielmehr werden verschiedene Aufnahmen in Form einer Best-fit-Methode überlagert und anhand von Software-Tools vermessen. Dieser Erkenntnis folgend sind weitere diesbezügliche Studien erforderlich.

## 2 Ziel der Studie

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Übertragungsgenauigkeit von Intraoralscannern bei Vorliegen einer festsitzenden metallischen bzw. einer keramischen Multibracket-Apparatur, ohne und mit Bogen, in einem In-vitro-Setup zu untersuchen. Dabei wurde ein Vergleich hinsichtlich der Übertragungsgenauigkeit zwischen der konventionellen Modellherstellung mit Superhartgips Typ IV (*Fujirock EP Classic*, GC, Leuven, Belgien) und der digitalen Modellherstellung durch fünf Intraoralscanner (*CS 3600*, Carestream Dental, Rochester, NY, USA; *Primescan*, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland; *Trios 4*, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark; *i500*, Medit, Seoul, Südkorea; *Emerald S*, Planmeca, Helsinki, Finnland) durchgeführt. Die erhobenen Daten konnten mit einer unabhängigen Referenz verglichen werden.

Die folgende Nullhypothese wurde gestellt: Im Hinblick auf Distanz- und Winkelmessungen bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen einer konventionellen und einer digitalen Modellherstellung bei Vorliegen einer metallischen oder einer keramischen Multibracket-Apparatur ohne und mit Bogen, sodass eine zuverlässige Übertragungsgenauigkeit von Intraoralscannern gewährleistet ist. Des Weiteren besteht im Hinblick auf den Zeitaufwand kein Unterschied zwischen der digitalen Erfassung der Mundsituation und der direkten Visualisierung am Monitor im Vergleich zur konventionellen Abformung und der im Anschluss notwendigen analogen Modellherstellung.

## 3 Material und Methode

### 3.1 Übersicht

Um eine Aussage zur Übertragungsgenauigkeit der zuvor genannten Intraoralscanner (*CS 3600*, *Primescan*, *Trios 4*, *i500* und *Emerald S*) bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur in situ treffen zu können, wurde diese Studie anhand eines individuell hergestellten Unterkiefermodells durchgeführt. Hierbei wurde das Unterkiefermodell zum einen auf konventionellem Wege abgeformt und durch Gips in ein positives Modell überführt, zum anderen mithilfe der fünf oben genannten Intraoralscanner digitalisiert. Die einzelnen Arbeitsschritte, wie die Alginateabformung, die Überführung in ein Gipsmodell und das Digitalisieren des Unterkiefermodells sowie die direkte Visualisierung am Monitor, wurden jeweils zeitlich erfasst, tabellarisch festgehalten und abschließend gegenübergestellt.

Mittels einer 3D Analysesoftware konnten im Folgenden Aussagen über Distanz- und Winkeländerungen sowie Aussagen über Abweichungen der Messkugeln zueinander im dreidimensionalen Raum sowohl für die digitalen Modelle, die mittels Intraoralscanner generiert wurden, als auch für die konventionell hergestellten Gipsmodelle getroffen werden. Die Abbildung 3:1 zeigt den beschriebenen Studienaufbau.

Erster von fünf Studiendurchgängen:  
Studienmodell vom Unterkiefer mit skizzierten Kugeln und ohne Brackets

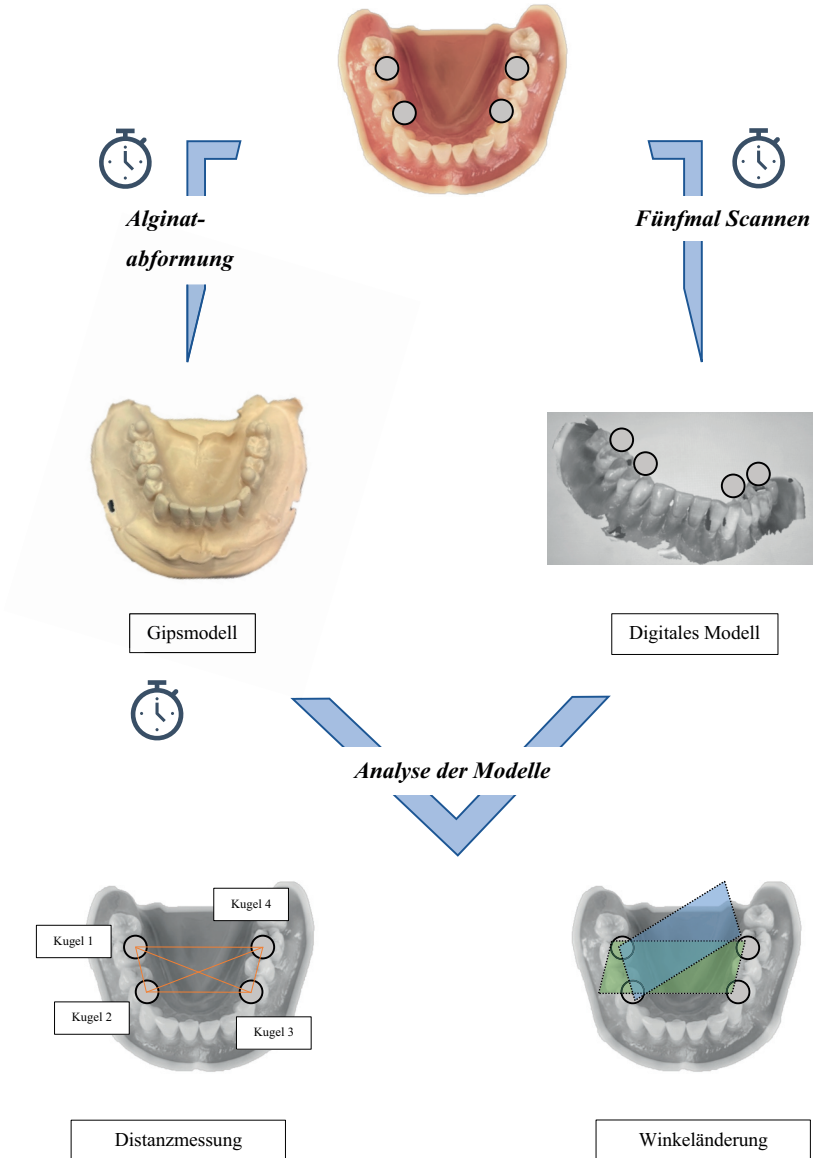


Abb. 3:1 Skizzierung des Studienaufbaus

### 3.2 Studienmodell

Die Anforderungen an das individuell angefertigte Unterkiefermodell (siehe Abbildung 3:2) lagen zum einen in der Berücksichtigung der anatomischen Kriterien einer Unterkieferzahnreihe und zum anderen in der Möglichkeit zur Aufnahme in einen Phantomkopf (*P-6/5 HGB*, frasaco, Tettngang, Deutschland). Aus diesem Grund ist als Basis für die Zähne das Unterkiefermodell von Frasaco (*ANA-4 UK*, frasaco, Tettngang, Deutschland) gewählt worden. Die natürlichen, extrahierten Zähne (siehe Anhang, Votum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen vom 18. Mai 2021) wurden von 37 auf 47 (Federation Dentaire International-Schema (FDI)) entsprechend eines natürlichen Unterkieferzahnbogens aufgestellt, sodass die Kriterien einer korrekten Längenausrichtung und Achsenstellung der einzelnen Zähne erfüllt wurden.

Die natürlichen Zähne wurden radikulär in Kunststoff gefasst (*PalaxPress Typ2 Farbe rosa/pink*, Kulzer, Hanau, Deutschland) und das Vestibulum anatomisch rekonstruiert.



*Abb. 3:2 Studienmodell mit natürlichen Zähnen in situ*

### 3.3 Materialien

#### 3.3.1 Positionierungsplatte und Messkugeln

Im Mittelpunkt der Studie von *Kuhr et al.*<sup>80</sup> stand die Entwicklung einer Methode, die es ermöglichen sollte, mögliche Dimensionsänderungen bei einer Ganzkieferabformung in späteren Modellen aufzuzeigen. Hierfür wurde eine als unabhängige Referenz angefertigte Positionierungsplatte aus 3 mm starkem V2A-Stahl (WNR. 1.4301, AISI 304) verwendet. Diese wurde auch in der vorliegenden Studie angewandt. Zuvor durchgeführte Messungen von diversen Unterkiefergipsmodellen der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen waren die Grundlage für die Größe und die zahnbogenähnliche Form der Platte, die einen an der Vorderseite verlängerten Griff aufweist. Vier kreisförmige Aussparungen mit einem Radius von 2,5 mm befinden sich für die Aufnahme der Messkugeln an der Unterseite. Der Halt der Kugeln in den Aussparungen wird durch vier vernickelte Neodym-Scheibenmagnete (Größe 5 mm x 1 mm, Haftkraft: 2,85 N) (*Magna*, Otom Group GmbH, Bräunlingen) auf der Oberseite der Platte gesichert. Vorder- und Rückseite der Positionierungsplatte sind in den Abbildungen 3:3 und 3:4 dargestellt. Als referenzsichernde Messkugeln dienen Kugellagerkugeln (*SKF*, Schweinfurt, Deutschland) aus Wälzlagerstahl (Material 1.3505 100Cr6) mit einem Durchmesser von  $5000 \pm 5.63 \mu\text{m}^2$ , die nach der Norm DIN 5401<sup>1</sup> gefertigt wurden.<sup>115</sup> Um die bessere optische Erfassung der Kugeln durch die in der Studie verwendeten Scanner zu gewährleisten, wurden die Kugeln unter Verwendung eines Bunsenbrenners (*Pro-Line 3084*, Leifheit, Nassau, Deutschland) erhitzt und mattiert. Die Möglichkeit der Mattierung durch das Abstrahlen der Kugeln unter Zuhilfenahme von geeigneten Substanzen wurde nicht in Betracht gezogen, da dieses zu einer oberflächlichen Verformung der Kugeln geführt hätte und im Ergebnis die Genauigkeit der Kugeln vermindert gewesen wäre.



Abb. 3:3 Vorderseite der Positionierungsplatte mit befestigten Messkugeln



Abb. 3:4 Rückseite der Positionierungsplatte mit Magneten

Die Abmessungen der Positionierungsplatte, die als Maßgabe für deren Entwurf dienten (Soll-Wert), sowie die real unter Laborbedingungen ermittelten Werte (Ist-Wert) sind in Tabelle 3:1 aufgeführt. Letztere galten als Referenzwerte für die nachstehende Auswertung der digitalen sowie der konventionell hergestellten Modelle. Die Anordnung der Kugeln auf der Unterkieferzahnreihe ist in Kapitel 3.4.1.1 graphisch dargestellt. Der Vorgang der Vermessung wird in Kapitel 3.4.4 nähergehend erläutert.

Tabelle 3:1 Abmessungen der Positionierungsplatte mit ihren Soll- und Ist-Werten

<b>Lineare Distanzen der Kugeln</b>	<b>1 (1_2)</b>	<b>2 (1_3)</b>	<b>3 (1_4)</b>	<b>4 (2_3)</b>	<b>5 (2_4)</b>	<b>6 (3_4)</b>
<b>Soll (µm)</b>	23087	44777	46000	32000	44777	23087
<b>Ist (µm)</b>	23088	44778	45996	32005	44779	23089
<i>Mittelwert ±</i>	±	±	±	±	±	±
<i>Standardabweichung (µm)</i>	1,25	0,66	0,60	2,38	2,05	1,10

### 3.3.2 Intraoralscanner

Die in dieser Studie verwendeten optischen Intraoralscanner sowie die nähergehende Betrachtung der verschiedenen Aufnahmeprinzipien wurden im Einzelnen in den Kapiteln 1.2.2 und 1.2.3 vorgestellt. Die Tabelle 3:2 gibt einen Überblick über die optischen Systeme, ergänzt um die jeweiligen Softwareversionen. Deren Anwendung erfolgte nach den Herstellerangaben, sodass das Einschalten der Scanner mindestens 30 min vor dem Untersuchungsbeginn stattfand sowie eine entsprechende Kalibrierung der Systeme, sofern vom Hersteller vorgesehen, vor Beginn der Messreihe vorgenommen wurde. Das Digitalisieren des Unterkiefermodells erfolgte für jeden Scanner unter Verwendung des gleichen Scanpfads (siehe Kapitel 3.4.1.2), um eine Vergleichbarkeit der Daten zu gewährleisten. Die Notwendigkeit einer Applikation von Puder bestand laut Herstellerangaben nicht, sodass darauf verzichtet wurde.

*Tabelle 3:2 Verwendete Intraoralscanner*

<i>Scansystem</i>	<i>Softwareversion</i>	<i>Hersteller</i>
<i>CS 3600</i>	7.0.23	Carestream Dental, Rochester, NY, USA
<i>Primescan</i>	5.1.3	Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland
<i>Trios 4</i>	20.1.3	3Shape, Kopenhagen, Dänemark
<i>i500</i>	2.3.6	Medit, Seoul, Südkorea
<i>Emerald S</i>	6.0.1.812	Planmeca, Helsinki, Finnland

### 3.3.3 Abformmaterial-Alginat

Das für die konventionelle Abformung verwendete Abformmaterial Alginat und seine materialcharakteristischen Eigenschaften wurden in Kapitel 1.1 näher beschrieben. Die Dauer der Abbindezeit von zwei Minuten und zehn Sekunden setzt sich laut Herstellerangaben jeweils bei Raumtemperatur aus einer Mischzeit von 30 Sekunden, einer Verarbeitungszeit von 40 Sekunden sowie einer Verweildauer im Mund von einer Minute zusammen. Da in der vorliegenden Untersuchung ein Phantomkopf verwendet wurde, betrug die Verweildauer im Mund mehr als eine Minute. Das automatisierte Anmischen (*Migma 200*, Mikrona Technologie AG, Schlieren, Schweiz) des Pulvers (*Cavex Orthotrace*, Cavex Holland, CJ Haarlem, Niederlande), welches mit Wasser zu einer breiigen, homogenen Masse vermischt wurde, garantierte für jede Abformung eine gleichbleibend qualitativ hohe Güte der Abformmasse. Sowohl Pulver als auch Wasser waren bei Raumtemperatur gelagert, das Mischungsverhältnis entsprach den Herstellerangaben. Der zuvor passend für das Studienmodell ausgesuchte perforierte Abformlöffel wurde nach der Applikation des Abformmaterials umsichtig und ohne Druck in den Phantomkopf (*P-6/5 HGB*, frasaco, Tettang, Deutschland) eingebracht.

### 3.3.4 Kieferorthopädische Materialien

Die Tabelle 3:3 gibt einen Überblick über die in den Studiendurchgängen zwei bis fünf verwendeten kieferorthopädischen Materialien. Deren Anwendung erfolgte nach Herstellerangaben. Ein sachkundiger Kieferorthopäde (N.B.) versah das Studienmodell in den jeweiligen Durchgängen zum einen im Molarbereich mit Bändern, zum anderen wurde eine Multibracket-Apparatur, nach entsprechender Vorbehandlung der Zähne von fünf auf fünf, in einem direkten Verfahren inseriert.<sup>108</sup>

Tabelle 3:3 Verwendete kieferorthopädische Materialien

<i>Material</i>	<i>Produktname</i>	<i>Hersteller</i>
<i>Säure &amp; Primer</i>	Unitek Transbond Plus Self-Etching Primer	3M, St. Paul, USA
<i>Adhäsiv</i>	Unitek Transbond LR	3M, St. Paul, USA
<i>Zement</i>	Ketac Cem radiopaque Glass Ionomer Luting Cement	3M, St. Paul, USA
<i>Ligaturen</i>	Select-Tie Ligature Ties „Metallic Silver“ für Metallbrackets und “Pearl” für Keramikbrackets	G&H Orthodontics, Franklin, USA
<i>Bogen</i>	TP Original Wire Coil Premier Plus 0,46 mm .018”	TP Orthodontics, La Porte, USA
<i>Metallbrackets</i>	Tip-Edge PLUS Stainless-Steel Brackets	TP Orthodontics, La Porte, USA
<i>Keramikbrackets</i>	Tip-Edge PLUS Aesthetic Brackets	TP Orthodontics, La Porte, USA
<i>Bänder</i>	Unitek Victory Series First Molar Bands	3M, St. Paul, USA

### 3.3.5 Sonstige Materialien

#### 3.3.5.1 Befestigungskomposit

Durch das Auspolymerisieren des lichthärtenden, fließfähigen Komposits (*Grandio Flow*, VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland) mit einer Lichthärtelampe (*Ortholux Luminous Curing Light*, 3M, St. Paul, USA) konnten die auf die Zahnreihe regelrecht positionierten Messkugeln fixiert werden. Dabei wurde jede Kugel für mindestens 20 Sekunden lichtgehärtet.

#### 3.3.5.2 Gips

Die Überführung der Alginatabformung in ein positives Modell erfolgte durch das Ausgießen der Negativform mit einem Superhartgips des Typs IV (*Fujirock EP Classic*, GC, Leuven, Belgien) unmittelbar nach der Abformung des Studienmodells. Der Gips wurde unter Vakuum automatisiert angemischt (*Multivac Eco*, DeguDent, Hanau, Deutschland). Die Abbindeexpansion ist laut Herstellerangaben nach zwei Stunden < 0,09 % mit einer Druckfestigkeit von 53 MPa nach einer Stunde.<sup>46</sup>

## 3.4 Methode

### 3.4.1 Prozedere am Phantomkopf

Im ersten Studiendurchgang wurde das Unterkiefermodell ohne Brackets, im zweiten und im dritten Studiendurchgang mit Metallbrackets sowie im vierten und im fünften Studiendurchgang mit Keramikbrackets versehen und jeweils digitalisiert. Ergänzend wurden die Studiendurchgänge drei und fünf mit einem an den Brackets befestigten metallischen Bogen durchgeführt.

#### 3.4.1.1 Positionierung der Kugeln

Analog zu *Kuhr et al.*<sup>80</sup> wurden, hinsichtlich der Vergleichbarkeit der verschiedenen Versuchsdurchführungen, vier Referenzpunkte in Form von Metallkugeln vor der Alginatabformung und der Digitalisierung durch die Intraoralscanner auf das Unterkiefermodell platziert. Die starre Positionierungsplatte aus Metall, in welcher die Kugeln magnetisch gesichert wurden, ermöglichte eine reproduzierbare identische Platzierung der Kugeln und konnte zudem als ergebnissichernde Referenz für die Kugelpositionen verwendet werden. Die Kugeln wurden außerhalb des Phantomkopfes jeweils zu Beginn der beschriebenen fünf Studiendurchgänge wie folgt auf die Zahnreihe des Studienmodells mit dem zuvor beschriebenen Komposit fixiert (siehe Abbildung 3:5):

- **Kugel 1:** 4. Quadrant, im Bereich des ersten bzw. des zweiten Molaren
- **Kugel 2:** 4. Quadrant, im Bereich des ersten bzw. des zweiten Prämolaren
- **Kugel 3:** 3. Quadrant, im Bereich des ersten bzw. des zweiten Prämolaren
- **Kugel 4:** 3. Quadrant, im Bereich des ersten bzw. des zweiten Molaren

Nach dem Auspolymerisieren mit einer Lichthärtelampe für mindestens 20 Sekunden wurde die Positionierungsplatte vorsichtig entfernt und fallweise ein abermaliges Auftragen von Befestigungskomposit sowie ein darauffolgendes Aushärten vorgenommen. Die Kugeln verblieben auf dem Studienmodell, ohne dass ein Anätzen oder Anrauen der Zähne zur verbesserten Haftung notwendig war.

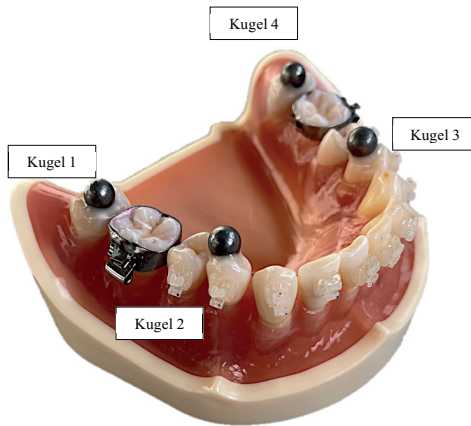


Abb. 3:5 Studienmodell mit fixierten Referenzkugeln und Keramikbrackets

#### 3.4.1.2 Durchführung der Intraoralscans

Mit dem Gerät *Luxmeter HT 309* (HT Instruments, Korschenbroich, Deutschland) wurde vor dem ersten Scan eine Messung im Behandlungszimmer durchgeführt, um eine Raumhelligkeit zwischen 500 und 1000 Lux zu gewährleisten. Anschließend wurde die gesamte Unterkieferzahnreihe des Studienmodells mitsamt den Messkugeln mittels Scan digital erfasst. Die Reihenfolge der Verwendung der Intraoralscanner in allen fünf Studiendurchgängen war zuvor festgelegt worden. Der erste Scan erfolgte mit dem *CS 3600* (Carestream Dental, Rochester, NY, USA), gefolgt von dem *Primescan* (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland), dem *Trios 4* (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) und dem *i500* (Medit, Seoul, Südkorea). Den Abschluss der Scanreihe bildete der *Emerald S* (Planmeca, Helsinki, Finnland). Sodann erfolgte ein visueller Abgleich des digital erzeugten Bildes und des im Phantomkopf befindlichen Studienmodells. War hierbei das Ergebnis, dass Unterkieferabschnitte nicht korrekt oder nur teilweise erfasst worden waren, wurde der unvollständige Scan durch ein Nachscannen korrigiert. Je Intraoralscanner wurde die gesamte Unterkieferzahnreihe für jeden Studiendurchgang zwölfmal vollständig gescannt und jeweils im STL-Dateiformat abgespeichert. Resultierend daraus ergaben sich insgesamt für den Studiendurchgang ohne Brackets 60 digitalisierte Studienmodelle (siehe Abbildung 3:6).

Sowohl für den zweiten und dritten als auch für den vierten und fünften Studiendurchgang, lag die Anzahl der digitalisierten Studienmodelle bei 120 (mit Metallbrackets, ohne bzw. mit Bogen sowie mit Keramikbrackets, ohne bzw. mit Bogen).

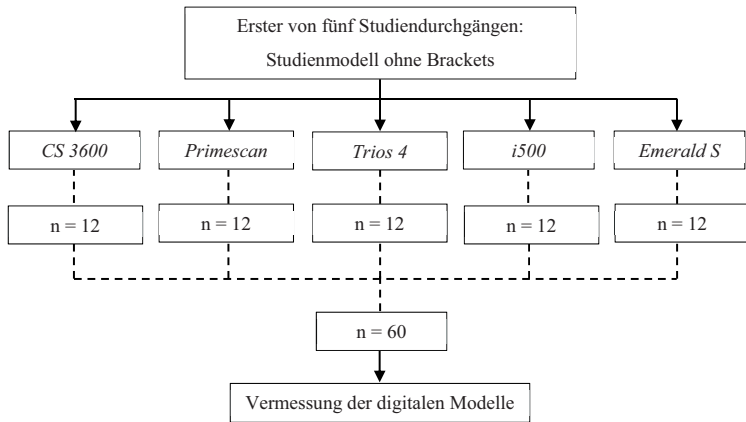


Abb. 3:6 Flowchart - Skizzierung der Durchführung der Intraoralscans

Die digitale Erfassung des Unterkiefermodells erfolgte für jeden Scanner unter der Verwendung des gleichen Scanpfades. Die Scanspitze wurde unter Einhaltung eines möglichst konstanten Abstandes von ca. 1 cm zur Zahnreihe im 4. Quadranten beginnend (siehe Abbildung 3:7, roter Punkt) über die Okklusalflächen fortlaufend zum 3. Quadranten geführt. Sodann wurden im Anschluss sowohl die Lingualflächen (graue Pfeile) als auch die Vestibulärflächen (blaue Pfeile) abgefahren.

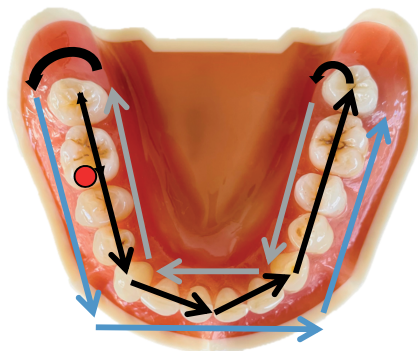


Abb. 3:7 Scanpfad Studienmodell, roter Punkt markiert den Start

### 3.4.1.3 Konventionelle Abformung des Studienmodells

Die konventionelle Abformung mit einem geeigneten, konfektioniertem, perforiertem Metalllöffel erfolgte nach Abschluss aller Scanvorgänge im zweiten Schritt (siehe Abbildung 3:8). Das zu diesem Zweck verwendete Abformmaterial Alginat ist in Kapitel 1.1 beschrieben. Dieses wurde nach Herstellerangaben verwendet und für jede Abformung einzeln maschinell angemischt. Der Abformlöffel wurde nach der Applikation des Abformmaterials umsichtig und ohne Druck in den Phantomkopf einrotiert, da leichte Bewegungen an den Kugeln bei Kontakt zu einer veränderten Position derselben und damit zu fehlerhaften Ergebnissen geführt hätten. Sowohl die Abformung als auch die vorangegangenen Scans hätten verworfen werden müssen.

Die gesamte Unterkieferzahnreihe wurde für jeden Studiendurchgang, entsprechend dem vorhergehenden digitalen Untersuchungsschritt, gleichfalls zwölfmal abgeformt und im Anschluss in ein positives Modell überführt.

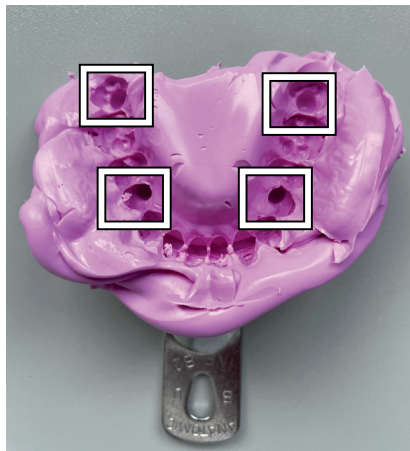


Abb. 3:8 Alginatabformung mit Kugelnegativ (Kästchen) des Studienmodells mit Brackets

### 3.4.2 Modellherstellung

#### 3.4.2.1 Herstellung der konventionellen Modelle

Die Überführung in ein positives Modell durch das Ausgießen der Negativform mit dem zuvor beschriebenen Superhartgips Typ IV (*Fujirock EP Classic*, GC, Leuven, Belgien) auf einem Gipsrüttler (*KV-36*, Wassermann Dental, Hamburg, Deutschland) und das Sockeln des Gipsmodells erfolgte unmittelbar nach der Abformung des Studienmodells. Dabei wurde der Gips nach Herstellerangaben im Verhältnis von 100 g Gipspulver auf 20 ml Wasser zunächst 15 Sekunden manuell per Hand mit einem Gipsspatel und schließlich für 45 Sekunden mit einem automatischen Vakuumanmischgerät (*Multivac Eco*, DeguDent, Hanau, Deutschland) angemischt. Die exakte Dosierung von Gipspulver und Wasser wurde stets eingehalten und durch das Abmessen unter Zuhilfenahme von einer Waage und einem Messbecher garantiert. Das Entformen erfolgte gemäß den Herstellerangaben nicht früher als nach 40 Minuten. Um Volumenschwankungen der Gipsmodelle durch eine erhöhte Wasseraufnahme zu vermeiden, wurde bewusst darauf verzichtet, diese zu trimmen. Unter Berücksichtigung einer möglichen Dimensionsänderung der Modelle durch Expansion sowie anschließender Schrumpfung des Werkstoffes<sup>39</sup> wurden diese 5-7 Tage in Laborräumen mit kontrollierter Luftfeuchtigkeit von  $50\% \pm 10\%$  und einer Raumtemperatur von  $23\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$  gelagert, bevor die Modelle abschließend vermessen wurden.

#### 3.4.2.2 Export der digitalen Modelle

Die 300 auf den jeweiligen Scannern im STL-Dateiformat abgespeicherten digitalen Modelle wurden auf einen Arbeitscomputer transferiert, sodass die Daten im Einzelnen in die zu verwendende Analysesoftware geladen und ausgewertet werden konnten.

### 3.4.3 Definitionen und Erhebung der Daten

Die digitalen Modelle und die konventionell hergestellten Gipsmodelle wurden anhand von Winkel- und Distanzmessungen auf ihre Genauigkeit hin verglichen. Voraussetzung sowohl für das Erheben der Daten als auch für den Vergleich dieser untereinander war die durch die Positionierungsplatte reproduzierbare gleiche Platzierung der als Referenz geltenden Messkugeln, die zu Beginn der verschiedenen Studiendurchgänge auf die Zahnreihe des Studienmodells aufgebracht wurden.

Die Analyse der 300 digitalen Modelle hinsichtlich der linearen Distanz- und Winkelmessungen erfolgte durch die Messsoftware *GOM Inspect-Software V8 SR1 2020* (GOM, Braunschweig, Deutschland). Dabei wurden die STL-Dateien jeweils einzeln in die Software geladen sowie als „neues Projekt“ angelegt und abgespeichert. Ein grundlegender Schritt zu Beginn jeder Analyse war das „Erfassen“ der auf die Zahnreihen fixierten Kugeln. Da die Darstellung der Unterkieferzahnreihe in Form eines digitalen dreidimensionalen Modells durch unzählige einzelne Punkte, in der Summe als Punktwolke, charakterisiert ist (siehe Kapitel 1.2.1.1), konnte durch die mathematische Optimierungsmethode nach Gauß (Best-fit-Methode) anhand der Punktwolke eine ideale Kugel über die Kugeln der digitalen Modelle erzeugt werden. Die Kugeln der auf dem konventionellem Arbeitsweg entstandenen 60 Gipsmodelle wurden mithilfe einer Koordinatenmessmaschine manuell angetastet. Zeitgleich erfolgte die visuelle Darstellung und Vermessung der Kugeln am Monitor durch die Software *Metrolog X4 V10 GA x64* (Metrologic Group S.A.S, Meylan, Frankreich).

### 3.4.3.1 Bestimmung der Distanzen

Mithilfe der vorgenannten Software wurden die Mittelpunkte der digitalisierten Messkugeln am Monitor bestimmt und im Weiteren die Distanzen zwischen diesen gemessen:

- **lineare Distanz 1:** Kugelmittelpunkt 1 zu Kugelmittelpunkt 2 (1\_2)
- **lineare Distanz 2:** Kugelmittelpunkt 1 zu Kugelmittelpunkt 3 (1\_3)
- **lineare Distanz 3:** Kugelmittelpunkt 1 zu Kugelmittelpunkt 4 (1\_4)
- **lineare Distanz 4:** Kugelmittelpunkt 2 zu Kugelmittelpunkt 3 (2\_3)
- **lineare Distanz 5:** Kugelmittelpunkt 2 zu Kugelmittelpunkt 4 (2\_4)
- **lineare Distanz 6:** Kugelmittelpunkt 3 zu Kugelmittelpunkt 4 (3\_4)

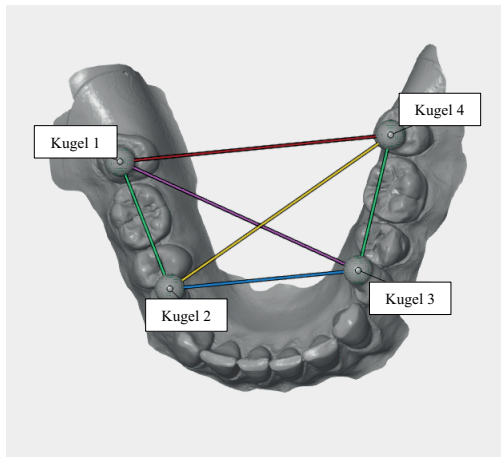


Abb. 3:9 Digitalisiertes Studienmodell mit Messkugeln und linearen Distanzen (GOM Inspect-Software)

### 3.4.3.2 Bestimmung der Winkel zwischen den Ebenen

Anhand der vier Kugelmittelpunkte wurden 4 Ebenen konstruiert:

- **Ebene 1:** gebildet durch die Mittelpunkte der Kugeln 1, 2 und 3
- **Ebene 2:** gebildet durch die Mittelpunkte der Kugeln 1, 2 und 4
- **Ebene 3:** gebildet durch die Mittelpunkte der Kugeln 1, 3 und 4
- **Ebene 4:** gebildet durch die Mittelpunkte der Kugeln 2, 3 und 4

Nachfolgend konnten sechs Winkel zwischen den Ebenen bestimmt und mithilfe der „Normalen“ der Ebenen die Winkel berechnet werden. Die „Normale“ beschreibt dabei eine Gerade, die orthogonal auf der jeweiligen Ebene steht.

- **Winkel 1:** gebildet durch die „Normalen“ der Ebene 1 und Ebene 2 (E1\_E2)
- **Winkel 2:** gebildet durch die „Normalen“ der Ebene 1 und Ebene 3 (E1\_E3)
- **Winkel 3:** gebildet durch die „Normalen“ der Ebene 1 und Ebene 4 (E1\_E4)
- **Winkel 4:** gebildet durch die „Normalen“ der Ebene 2 und Ebene 3 (E2\_E3)
- **Winkel 5:** gebildet durch die „Normalen“ der Ebene 2 und Ebene 4 (E2\_E4)
- **Winkel 6:** gebildet durch die „Normalen“ der Ebene 3 und Ebene 4 (E3\_E4)

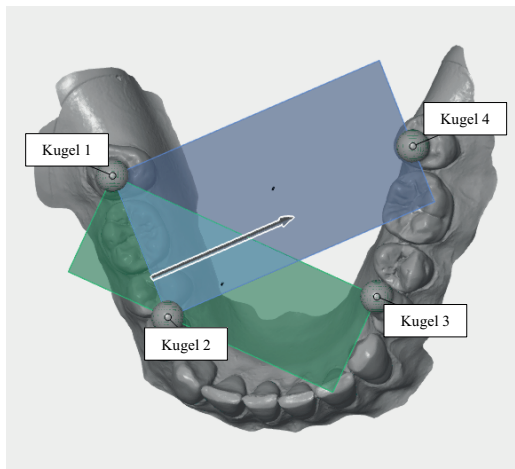


Abb. 3:10 Winkel E1\_E2 (GOM Inspect-Software)

### 3.4.3.3 Zeiterfassung

Ergänzend zu den oben genannten Hauptzielparametern sollte eine vergleichende Aussage über die jeweils benötigte Zeit für die einzelnen Scanvorgänge mittels verschiedener Intraoralscanner, die Alginatabformung sowie die Modellherstellung für jeden Studierendurchgang getroffen werden. Hierbei wurden jeweils die einzelnen Arbeitsschritte zeitlich erfasst, tabellarisch protokolliert und gegenübergestellt. Die Zeiterfassung der einzelnen Vorgänge war wie folgt definiert:

#### **1. Digitales Vorgehen:**

- Dauer der digitalen Abformung – Scanvorgang inklusive gegebenenfalls erforderlicher Korrekturen durch Nachscannen, sodass im Ergebnis ein digitales Modell, welches zur weiteren „Verarbeitung“ verwendbar ist, am Monitor visualisiert vorliegt

#### **2. Konventionelles Vorgehen:**

- Dauer der Alginatabformung – von Beginn des Anmischens des Alginats bis zur Entnahme des Löffels
- Dauer der konventionellen Modellherstellung – von Beginn des Anmischens des Gipses bis zum Ausguss und abgeschlossene Überführung in ein positives Modell inklusive des Sockelns des Gipsmodells

### 3.4.4 Vermessung der Positionierungsplatte als unabhängige Referenz

Zur Vermessung der Positionierungsplatte als unabhängige Referenz und der auf konventionellem Wege entstandenen Gipsmodelle wurde das Koordinatenmessgerät *RAPID* (Thome Präzision GmbH, Messel, Deutschland) herangezogen. Koordinatenmessgeräte, bei denen es sich um 3D-Messmaschinen handelt, sind in ihrer Funktionsweise darauf ausgerichtet, Objekte durch mechanisches Abtasten in digitaler Weise dreidimensional zu visualisieren.<sup>63</sup> Die Basis des *RAPID* besteht aus einem Untergestell mit passiver Schwingungsdämpfung, die durch den Ausgleich der Umgebungsschwingungen eine störungsfreie Messung sicherstellt. Dem Untergestell aufgelagert ist ein schwarzer Granitmesstisch mit drei luftgelagerten Führungsbahnen, die die Bewegungen und das Abtasten der Objekte in drei Richtungen ermöglicht, sowie einem Messtaster (*Renishaw SP25M*) und einem Tasterschaft (*SM25-I*) aus Hartmetall mit einer Rubintastkugel (Durchmesser 1mm, Renishaw, Pliezhausen, Deutschland). Die technischen Angaben der verwendeten Maschine lauten wie folgt: Auflösungsvermögen von 0,5  $\mu\text{m}$ , Messunsicherheit bzw. Antastabweichung für die Längsmessungen bei 2,2  $\mu\text{m}$  für eine Strecke von 350  $\mu\text{m}$ , volumetrische Antastabweichung liegt bei 2,0  $\mu\text{m}$ . Grundlage für die volumetrische Antastabweichung ist das Antasten einer Prüfkugel an 25 Antastpunkten. Wie bereits erwähnt wurde die Software *Metrolog X4 V10 GA x64* (Metrologic Group S.A.S, Meylan, Frankreich) verwendet.

Koordinatenmessmaschinen werden elektronisch über ein Rechnersystem gesteuert, die sogenannte Computerized Numerical Control (CNC-Steuerung). Durch eine punktuelle Abtastung des zu vermessenden Objekts durch den Messtaster ist es möglich, jedem Tastpunkt einen individuellen X-, Y- und Z-Wert zuzuordnen. Sodann wird die Summe der verschiedenen Messpunkte – auch Punktwolke genannt – abgespeichert und als dreidimensionales Modell am Bildschirm dargestellt. Die gewünschten Messpunkte lassen sich hierbei über zweierlei Wege optional ansteuern; zum einen manuell durch einen Joystick gesteuert und zum anderen automatisch durch ein zuvor geschriebenes Steuerprogramm.

Die als Referenz geltende Positionierungsplatte wurde mit der in den Fassungen befindlichen Messkugeln starr auf dem Messtisch fixiert, sodass ein eigens geschriebenes Steuerprogramm erstellt werden konnte, womit es möglich war, die Kugeln jeweils an 25 Messpunkten individuell anzusteuern und abzutasten.

Nach Beendigung des Durchlaufes wurden die Messkugeln aus den Fassungen genommen und in eine jeweils andere Fassung gebracht, sodass abermals das Abtasten der Kugeln stattfinden konnte. Der Vorgang wurde zehnmal wiederholt. Dabei wurden jeweils die zuvor beschriebenen linearen Distanzen und Winkel der Kugeln zueinander berechnet und abschließend repräsentative Mittelwerte berechnet. Durch letztere sollte sichergestellt werden, dass trotz der minimalen Abweichung der Positionierung der Messkugeln in den Fassungen bei den verschiedenen Studiendurchgängen mögliche Messfehler ausgeglichen werden können. Die Ergebnisse der Messungen sind der Tabelle 3:1 in Kapitel 3.3.1 zu entnehmen.

### 3.4.5 Reliabilität des Klebevorgangs

Um Aussagen über die Reliabilität des Klebens der Messkugeln auf die Zahnreihe des Studienmodells treffen zu können, wurde dieser Vorgang unter Laborbedingungen geprüft und die Vermessung mit der oben beschriebenen Koordinatenmessmaschine durchgeführt. Mit dem in dieser Studie verwendeten Komposit wurden die in der Referenzplatte gesicherten Kugeln auf eine Platte fixiert, die Positionierungsplatte umsichtig entfernt, wobei die Kugeln in ihrer Position auf dem Tisch verblieben. Analog zum beschriebenen Durchgang in Kapitel 3.4.4 wurde die Vermessung insgesamt zehnmal wiederholt. Die Differenz der linearen Abstände zwischen den Daten der zuvor durchgeführten Vermessung der Positionierungsplatte als Referenz und der im folgenden ermittelten Daten des Klebevorgangs sind der Tabelle 3:4 zu entnehmen.

Die lineare Distanz 4 (2\_3) wies mit  $17 \pm 10 \mu\text{m}$  die größte Abweichung auf, sodass anzunehmen war, dass durch die Fixierung der Kugeln mit Komposit auf die Unterkieferzahnreihe eine Änderung der Position auf der Zahnreihe um bis zu  $17 \pm 10 \mu\text{m}$  hervorgerufen werden konnte.

Tabelle 3:4 Messwerte der Reliabilität des Klebevorgangs

<b>Lineare Distanzen der Kugeln</b>	<b>1 (1_2)</b>	<b>2 (1_3)</b>	<b>3 (1_4)</b>	<b>4 (2_3)</b>	<b>5 (2_4)</b>	<b>6 (3_4)</b>
Mittelwert $\pm$	3	13	11	17	14	8
Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
	3	10	10	10	6	10

### 3.4.6 Vermessung der Modelle

#### 3.4.6.1 Gipsmodelle

Die Kugeln der auf dem konventionellem Arbeitsweg entstandenen 60 Gipsmodelle wurden durch die Koordinatenmessmaschine *RAPID* erfasst und die linearen Distanzen sowie die Winkel zwischen den Kugeln durch die Software *Metrolog X4 V10 GA x64* (Metrologic Group S.A.S, Meylan, Frankreich) visualisiert und berechnet. Dabei wurde jedes Gipsmodell einzeln auf dem Messtisch platziert und die in Gips befindlichen Messkugeln manuell mit dem Joystick angesteuert. Es wurden pro Kugel acht möglichst weit auseinanderliegende Antastpunkte gewählt, sodass die Software eine idealisierte Kugel sowie den Kugelmittelpunkt errechnen konnte. Abschließend wurden zum Vergleich der Flächen die visuell dargestellten Messkugeln als IGS-Format abgespeichert. Der Vorgang der Vermessung wurde pro Gipsmodell zehnmal wiederholt.

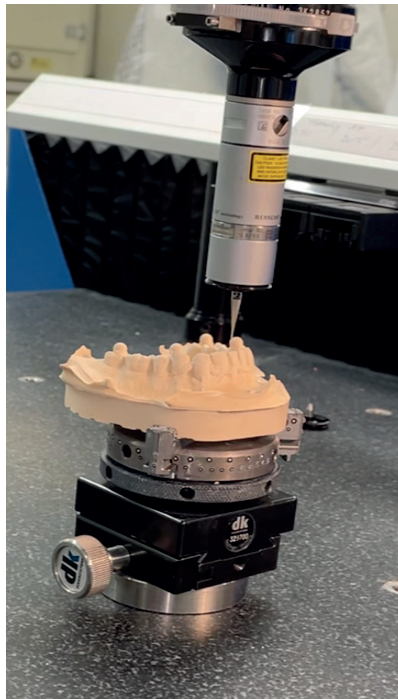


Abb. 3.11 Vermessung des Gipsmodells mit der Koordinatenmessmaschine

### 3.4.6.2 Digitale Modelle

Die Digitalisierung des Studienmodells durch die beschriebenen fünf Intraoralscanner lieferte im Ergebnis insgesamt für den Studiendurchgang ohne Brackets 60 digitalisierte Studienmodelle. Sowohl für den zweiten und dritten als auch für den vierten und fünften Studiendurchgang, lag die Anzahl der digitalisierten Studienmodelle bei je 120 Studienmodellen (mit Metallbrackets, ohne bzw. mit Bogen sowie mit Keramikbrackets, ohne bzw. mit Bogen). Die Analyse dieser Modelle erfolgte wie bereits beschrieben unter Zuhilfenahme der Messsoftware *GOM Inspect-Software V8 SR1 2020* (GOM, Braunschweig, Deutschland). Jede Scandatei wurde einzeln in die Software geladen und als „neues Projekt“ angelegt. Im ersten Schritt erfolgte das Erfassen der Messkugeln durch die Konstruktion einer idealen Kugel mit der in Kapitel 3.4.3 beschriebenen Best-fit-Methode nach Gauß. Nach Festlegung der Kugelmittelpunkte konnten sechs lineare Distanzen gebildet und gemessen werden. Im Folgenden wurden die definierten vier Ebenen gebildet und die sechs Winkel zwischen den „Normalen“ der Ebenen bestimmt. Die Sicherung der Messergebnisse erfolgte in tabellarischer Form.

### 3.4.7 Statistische Analyse

In der vorliegenden Studie wurden lineare Distanzen und Winkel zwischen den Kugeln der digitalisierten Modelle sowie zwischen den Kugeln auf den konventionell hergestellten Gipsmodellen gemessen. Durch Subtrahieren der ermittelten Distanzen und Winkel von den Referenzwerten konnten die realen Abweichungen der jeweiligen Abformmethode zur Referenz dargestellt werden. Um eine statistische Auswertung für die Dauer der digitalen Abformung, die Dauer der Alginatabformung sowie die Dauer der konventionellen Modellherstellung vornehmen zu können, wurde die Zeiterfassung in Sekunden angegeben und tabellarisch festgehalten.

Die statistische Auswertung der zusammengetragenen Messdaten erfolgte unter Zuhilfenahme der Software *IBM SPSS Statistics* (Version 26, Armonk, NY, USA). Sowohl für die statistische Auswertung als auch für die deskriptive Statistik wurde mit Absolutwerten gerechnet. Eine externe statistische Beratung erfolgte durch Herrn Dr. Johannes Herrmann in Gießen.

Als statistisches Analyseverfahren wurde eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) – ein Mittelwertsvergleich zwischen mehreren Gruppen – mit der Abformmethode als sechsstufiger Faktor durchgeführt. Dabei konnte geprüft werden, ob statistisch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Abformmethoden auftreten. Mittelwerte der Strecken- und Winkelabweichungen zur Referenz und die Mittelwerte der Abformzeiten bildeten dabei die abhängigen Variablen. Die unterschiedlichen Studiendurchgänge wurden getrennt in Bezug auf die Hypothese, welcher dieser Arbeit zugrunde liegt, (siehe Kapitel 2) analysiert.

Aufgrund einer fehlenden Normalverteilung sowie dem Vorliegen von extremen Ausreißern in der zuerst durchgeführten ANOVA, war die Voraussetzung für die Varianzanalyse und somit die Zuverlässigkeit des Tests nicht mehr gegeben. Das statistische Analyseverfahren wurde daher um den nichtparametrischen Kruskal-Wallis-Test erweitert.<sup>79</sup> Das Signifikanzniveau (Irrtumswahrscheinlichkeit) wurde auf  $p < 0,05$  (5 %) festgelegt und beschreibt in einem statistischen Test, ab wann ein Ergebnis als signifikant bezeichnet werden kann. Bei Werten von  $p < 0,05$  (5 %) kann die zuvor formulierte Nullhypothese verworfen werden.

## 4 Ergebnisse

Um eine Aussage zur Übertragungsgenauigkeit von Intraoralscannern bei Vorliegen einer festsitzenden Multibracket-Apparatur treffen zu können, wurden fünf Intraoralscanner untersucht und die Ergebnisse mit der herkömmlichen konventionellen Alginatabformung verglichen. Insgesamt konnten so nach fünf Studiendurchgängen 300 digitalisierte Modelle und 60 Gipsmodelle ausgewertet werden (siehe Abbildung 3:6). Darüber hinaus wurde der Zeitbedarf für jedes einzelne Modell ermittelt.

### 4.1 Darstellungsform der Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Auswertung gesondert für die linearen Distanzen, für die Winkel sowie zuletzt für die Zeiterfassung dargestellt. Die Auflistung entspricht der in Kapitel 3.4.3 festgelegten Reihenfolge der Abformmethoden für jeden Studiendurchgang.

Für eine bessere Übersicht erfolgt die deskriptive Darstellung der Auswertung in tabellarischer Form und wird um Boxplot-Diagramme ergänzt. Die Übertragungsgenauigkeit wird durch die ISO 5725-1<sup>2</sup> definiert, in welcher Mittelwerte die Richtigkeit beschreiben und Standardabweichungen die Präzision. Niedrige Werte sind folglich gleichzusetzten mit einem hohen Maß an Richtigkeit und Präzision.

Die Resultate der statistischen Analyse der Distanz- und Winkelmessungen sowie der Zeiterfassung werden ebenfalls tabellarisch angegeben. Statistisch signifikante Unterschiede werden mit  $p < 0,05$  (5 %) angegeben. Nicht signifikante Unterschiede sind mit  $p \geq 0,05$  (5 %) gekennzeichnet.

## 4.2 Lineare Distanzen

In der Kieferorthopädie besteht die Notwendigkeit der vollständigen Erfassung von Hart- und Weichgewebsstrukturen. Die entstandenen Modelle, ob konventionell oder digital hergestellt, stellen mitunter die wichtigste Arbeitsgrundlage in der Kieferorthopädie dar. Vor diesem Hintergrund beschränkt sich die Darstellung der Ergebnisse zunächst auf die gepoolten Abweichungen der linearen Distanzmessungen, um eine Aussage über die Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen treffen zu können. Darauf aufbauend findet eine gesonderte Veranschaulichung der einzelnen Distanzen in den darauffolgenden Kapiteln statt.

Die Tabelle 4:1 und Tabelle 4:2 fassen die Ergebnisse der ausgewerteten Daten zusammen. Dargestellt sind zum einen in Tabelle 4:1 die Mittelwerte und die Standardabweichungen in  $\mu\text{m}$  und die p-Werte der statistischen Analyse. Zum anderen sind in Tabelle 4:2 die gepoolten prozentualen Distanzabweichungen angegeben.

Tabelle 4:1 Gepoolte absolute lineare Distanzabweichungen [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall- brackets</i>	<i>Metall- brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik- brackets</i>	<i>Keramik- brackets mit Bogen</i>	<i>p-Werte</i>
<i>CS 3600</i>	64 $\pm$ 38	64 $\pm$ 49	52 $\pm$ 31	65 $\pm$ 50	57 $\pm$ 36	<b>0,05</b>
<i>Primescan</i>	28 $\pm$ 23	51 $\pm$ 42	39 $\pm$ 36	34 $\pm$ 34	45 $\pm$ 40	< <b>0,001</b>
<i>Trios 4</i>	44 $\pm$ 45	34 $\pm$ 44	36 $\pm$ 33	41 $\pm$ 42	59 $\pm$ 67	<b>0,001</b>
<i>i500</i>	84 $\pm$ 79	99 $\pm$ 92	141 $\pm$ 140	84 $\pm$ 83	117 $\pm$ 108	< <b>0,001</b>
<i>Emerald S</i>	38 $\pm$ 42	40 $\pm$ 39	47 $\pm$ 55	43 $\pm$ 45	33 $\pm$ 43	< <b>0,001</b>
<i>Alginat</i>	21 $\pm$ 20	103 $\pm$ 103	202 $\pm$ 163	143 $\pm$ 95	212 $\pm$ 204	< <b>0,001</b>
<i>p-Werte</i>	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	

Tabelle 4:2 Gepoolte prozentuale Distanzabweichungen [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (%)]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall- brackets</i>	<i>Metall- brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik- brackets</i>	<i>Keramik- brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	0,20 $\pm$ 0,08	0,19 $\pm$ 0,10	0,16 $\pm$ 0,08	0,19 $\pm$ 0,09	0,18 $\pm$ 0,07
<i>Primescan</i>	0,08 $\pm$ 0,06	0,14 $\pm$ 0,07	0,10 $\pm$ 0,07	0,09 $\pm$ 0,06	0,13 $\pm$ 0,08
<i>Trios 4</i>	0,11 $\pm$ 0,09	0,09 $\pm$ 0,08	0,09 $\pm$ 0,07	0,10 $\pm$ 0,07	0,15 $\pm$ 0,09
<i>i500</i>	0,21 $\pm$ 0,13	0,25 $\pm$ 0,14	0,35 $\pm$ 0,19	0,21 $\pm$ 0,13	0,30 $\pm$ 0,15
<i>Emerald S</i>	0,10 $\pm$ 0,07	0,11 $\pm$ 0,08	0,12 $\pm$ 0,08	0,11 $\pm$ 0,07	0,08 $\pm$ 0,06
<i>Alginat</i>	0,06 $\pm$ 0,05	0,30 $\pm$ 0,28	0,57 $\pm$ 0,39	0,42 $\pm$ 0,27	0,61 $\pm$ 0,46

Es ist möglich, die Tabellen auf unterschiedliche Weise zu betrachten. Zum einen kann ein Vergleich der fünf Intraoralscanner mit der Alginatabformung innerhalb der Studiendurchgänge vorgenommen werden. Zum anderen besteht die Möglichkeit des Vergleichs einer Abformmethode in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge.

Im ersten Studiendurchgang ohne Brackets wich das auf konventionellem Weg entstandene Gipsmodell im Mittel um  $21 \pm 20 \mu\text{m}$  ab. Die Werte aller Intraoralscanner lagen zwischen  $28 \pm 23$  und  $84 \pm 79 \mu\text{m}$ . In der Gesamtbetrachtung der Studiendurchgänge zwei bis fünf zeigten die Mittelwerte und die Standardabweichungen, dass die Intraoralscanner mit der digitalen Abformung geringere Abweichungen (Bereich:  $28 \pm 23$  bis  $141 \pm 140 \mu\text{m}$ ) im Vergleich zur Alginatabformung aufwiesen (Bereich:  $21 \pm 20$  bis  $212 \pm 204 \mu\text{m}$ ).

Vergleicht man die Ergebnisse der einzelnen Intraoralscanner untereinander in den verschiedenen Studiendurchgängen, so wies der Intraoralscanner *Primescan* die höchste Übertragungsgenauigkeit auf (Bereich:  $28 \pm 23$  bis  $51 \pm 42 \mu\text{m}$ ). Die geringste Übertragungsgenauigkeit zeigte hingegen der *i500* mit Werten von  $84 \pm 79$  bis  $141 \pm 140 \mu\text{m}$ . Diese lagen allerdings immer noch deutlich unter den höchsten Abweichungen der Alginatabformung (bis zu  $212 \pm 204 \mu\text{m}$  Abweichung).

Entsprechend der statistischen Auswertung wurde deutlich, dass es bezüglich der Distanzabweichungen innerhalb der Studiendurchgänge signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) zwischen den verschiedenen „Abformmethoden“ gab.

Sowohl das Vorliegen von Brackets als auch das Vorliegen von Brackets mit Bogen zeigte im Vergleich zum Studiendurchgang ohne Brackets abweichende Ergebnisse. So nahmen die Richtigkeit und die Präzision der Alginatabformung vom ersten zum zweiten, beziehungsweise zum vierten Studiendurchgang sprunghaft ab (*ohne Brackets*:  $21 \pm 20 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets*:  $103 \pm 103 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets*:  $143 \pm 95 \mu\text{m}$ ). Das Einbringen eines metallischen Bogens verschlechterte das Gesamtergebnis noch einmal merklich (*Metallbrackets mit Bogen*:  $202 \pm 163 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $212 \pm 204 \mu\text{m}$ ).

Ebenso verhielt es sich mit den gepoolten Werten des Intraoralscanners *i500*. Durch das Einbringen von Metallbrackets nahm die Genauigkeit der Scans ab (*ohne Brackets*:  $84 \pm 79 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets*:  $99 \pm 92 \mu\text{m}$ ). Wurde die metallische Multibracket-Apparatur um einen metallischen Bogen ergänzt, verschlechterte sich die Übertragungsgenauigkeit ein weiteres Mal (*Metallbrackets mit Bogen*:  $141 \pm 140 \mu\text{m}$ ). Wurden jedoch Keramikbrackets geklebt, veränderte sich im Vergleich zum Studiendurchgang ohne Brackets nur die Standardabweichung (*ohne Brackets*:  $84 \pm 79 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets*:  $84 \pm 83 \mu\text{m}$ ). Der Mittelwert blieb bestehen. Wurde die Apparatur abermals um einen metallischen Bogen erweitert, war eine erneute Abnahme der Genauigkeit festzustellen (*Keramikbrackets mit Bogen*:  $117 \pm 108 \mu\text{m}$ ). Das Ergebnis lag allerdings mit  $24 \pm 32 \mu\text{m}$  unter dem Wert des dritten Studiendurchganges (*Metallbrackets mit Bogen*:  $141 \pm 140 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $117 \pm 108 \mu\text{m}$ ).

Die Ergebnisse des Intraoralscanners *Trios 4* in den verschiedenen Studiendurchgängen zeigten, dass durch das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur ohne Bogen sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen kleinere Werte annahmen (*ohne Brackets*:  $44 \pm 45 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets*:  $34 \pm 44 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets*:  $41 \pm 42 \mu\text{m}$ ). Auffällig war, dass in dem Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen zwar die Richtigkeit um  $2 \mu\text{m}$  abnahm, die Präzision hingegen um  $11 \mu\text{m}$  zunahm (*Metallbrackets*:  $34 \pm 44 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets mit Bogen*:  $36 \pm 33 \mu\text{m}$ ). Dieses Phänomen war dagegen im vierten und fünften Studiendurchgang nicht festzustellen.

Richtigkeit und Präzision nahmen gleichermaßen ab (*Keramikbrackets*:  $41 \pm 42 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $59 \pm 67 \mu\text{m}$ ).

Anders verhielt es sich mit dem Intraoralscanner *CS 3600*. Die Mittelwerte der Studiendurchgänge ohne Brackets, mit Metallbrackets sowie des Studiendurchganges mit Keramikbrackets blieben nahezu konstant. Lediglich die Standardabweichung wich um den Bereich von  $12 \mu\text{m}$  zunehmend ab (*ohne Brackets*:  $64 \pm 38 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets*:  $64 \pm 49 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets*  $65 \pm 50 \mu\text{m}$ ). Die Zahlenwerte der Studiendurchgänge mit Metallbrackets mit Bogen sowie des Studiendurchganges mit Keramikbrackets mit Bogen zeigten, dass durch das zusätzliche Einbringen eines metallischen Bogens die Richtigkeit und Präzision bei diesem Intraoralscanner zunahm (*Metallbrackets mit Bogen*:  $52 \pm 31 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $57 \pm 36 \mu\text{m}$ ).

Bei näherer Betrachtung war die Genauigkeit des *Primescan*, im Vergleich zum Studiendurchgang ohne Brackets, in allen Studiendurchgängen geringer (*ohne Brackets*:  $28 \pm 23 \mu\text{m}$ ). Die höchste Abweichung lag im zweiten Studiendurchgang vor (*Metallbrackets*:  $51 \pm 42 \mu\text{m}$ ). Während das Einbringen eines metallischen Bogens, im Vergleich zum Studiendurchgang mit Metallbrackets (*Metallbrackets*:  $51 \pm 42 \mu\text{m}$ ), zu einer geringeren Abweichung im dritten Studiendurchgang führte (*Metallbrackets mit Bogen*:  $39 \pm 36 \mu\text{m}$ ), zeigte sich Gegenteiliges in den Studiendurchgängen vier und fünf (*Keramikbrackets*:  $34 \pm 34 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $45 \pm 40 \mu\text{m}$ ). Eine Abnahme der Genauigkeit war festzustellen.

Demgegenüber standen die Ergebnisse des *Emerald S*. Wurde die metallische Multibracket-Apparatur um einen metallischen Bogen ergänzt, verschlechterte sich die Genauigkeit (*Metallbrackets*:  $40 \pm 39 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets mit Bogen*:  $47 \pm 55 \mu\text{m}$ ). Wurde die keramische Multibracket-Apparatur ergänzt, so nahmen die Richtigkeit und die Präzision vom vierten zum fünften Studiendurchgang zu (*Keramikbrackets*:  $43 \pm 45 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $33 \pm 43 \mu\text{m}$ ). Die Genauigkeit des *Emerald S* war im fünften Studiendurchgang am höchsten.

Ergänzend zu den vorgenannten Ergebnissen der statistischen Analyse konnte ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) der jeweiligen „Abformmethode“ in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge festgestellt werden.

Die Abbildung 4:1 stellt den Zusammenhang der gepoolten linearen Distanzabweichungen zwischen den einzelnen Abformmethoden in Bezug zu den verschiedenen Studiendurchgängen in Form eines Boxplot-Diagramms dar. Die Kreise stellen Ausreißer dar, die Sternchen Extremwerte.

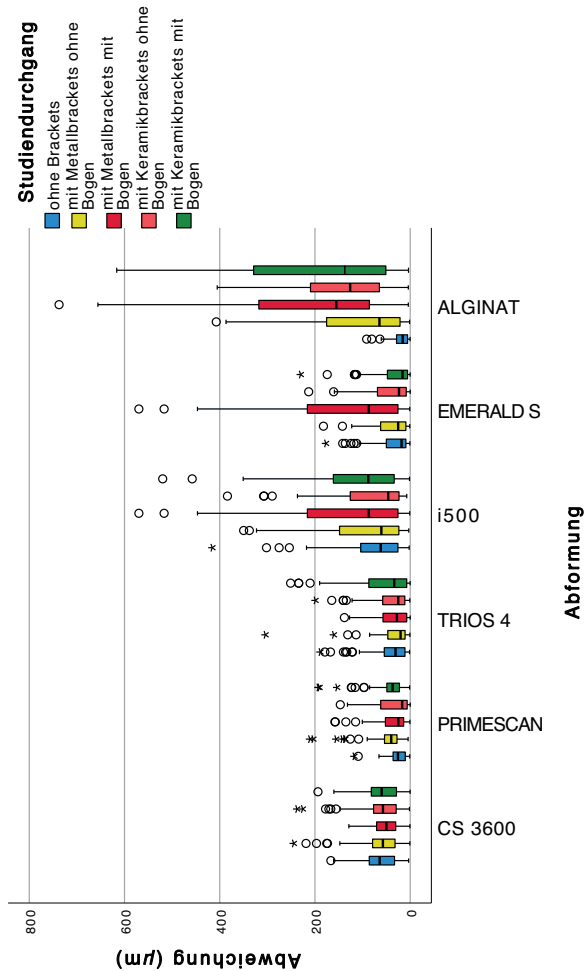
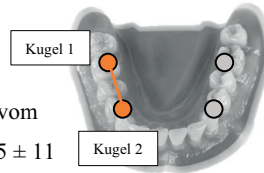


Abb. 4:1 Boxplot-Diagramm - Gepoolte lineare Distanzabweichungen in Bezug auf die Studiendurchgänge

In den folgenden Kapiteln 4.2.1 bis 4.2.6 werden die linearen Distanzabweichungen gesondert für die einzelnen Distanzen in Tabellenform sowohl als Absolutzahlen als auch als prozentuale Abweichungen und als Boxplot-Diagramm dargestellt.

#### 4.2.1 Lineare Distanz 1 ( $1_2 = 23088 \mu\text{m}$ )

Die Genauigkeit der Alginatabformung nahm, ausgehend vom ersten Studiendurchgang ohne Brackets (*ohne Brackets*:  $15 \pm 11 \mu\text{m}$ ), zunehmend ab. Die höchste Abweichung zur linearen Distanz 1 lag im Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen vor (*Keramikbrackets mit Bogen*:  $174 \pm 109 \mu\text{m}$ ).



Augenfällig waren, im Vergleich zur Alginatabformung (*ohne Brackets*:  $15 \pm 11 \mu\text{m}$ ), die kleinen Mittelwerte und die geringen Standardabweichungen für den *Trios 4* und den *Emerald S* im Studiendurchgang ohne Brackets (Bereich:  $11 \pm 6$  bis  $11 \pm 11 \mu\text{m}$ ). Die Abweichungen der übrigen Intraoralscanner zur linearen Distanz 1 lagen über denen der Alginatabformung (Bereich:  $18 \pm 11$  bis  $65 \pm 11 \mu\text{m}$ ). Abweichungen von unter  $10 \mu\text{m}$  wurden alleinig vom *Primescan*, vom *Trios 4* sowie vom *Emerald S* im Studiendurchgang mit Keramikbrackets bzw. mit Keramikbrackets mit Bogen, erreicht.

Tabelle 4:3 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 1 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall-brackets</i>	<i>Metall-brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik-brackets</i>	<i>Keramik-brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$65 \pm 11$	$59 \pm 19$	$49 \pm 17$	$54 \pm 10$	$62 \pm 15$
<i>Primescan</i>	$18 \pm 11$	$35 \pm 9$	$21 \pm 7$	$7 \pm 3$	$36 \pm 10$
<i>Trios 4</i>	$11 \pm 11$	$16 \pm 13$	$12 \pm 12$	$6 \pm 5$	$3 \pm 2$
<i>i500</i>	$28 \pm 15$	$20 \pm 11$	$20 \pm 10$	$24 \pm 9$	$35 \pm 9$
<i>Emerald S</i>	$11 \pm 6$	$12 \pm 12$	$11 \pm 13$	$6 \pm 6$	$4 \pm 3$
<i>Alginat</i>	$15 \pm 11$	$101 \pm 82$	$136 \pm 108$	$152 \pm 79$	$174 \pm 109$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

Tabelle 4:4 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 1 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)]

	Ohne Brackets	Metall-brackets	Metall-brackets mit Bogen	Keramik-brackets	Keramik-brackets mit Bogen
CS 3600	0,28 ± 0,05	0,26 ± 0,08	0,21 ± 0,07	0,23 ± 0,04	0,27 ± 0,06
Primescan	0,08 ± 0,05	0,15 ± 0,04	0,09 ± 0,03	0,03 ± 0,01	0,16 ± 0,04
Trios 4	0,05 ± 0,05	0,07 ± 0,06	0,05 ± 0,05	0,03 ± 0,02	0,01 ± 0,01
i500	0,12 ± 0,06	0,09 ± 0,05	0,09 ± 0,04	0,10 ± 0,04	0,15 ± 0,04
Emerald S	0,05 ± 0,03	0,05 ± 0,05	0,05 ± 0,06	0,03 ± 0,03	0,02 ± 0,01
Alginat	0,06 ± 0,05	0,44 ± 0,36	0,59 ± 0,47	0,66 ± 0,34	0,75 ± 0,47

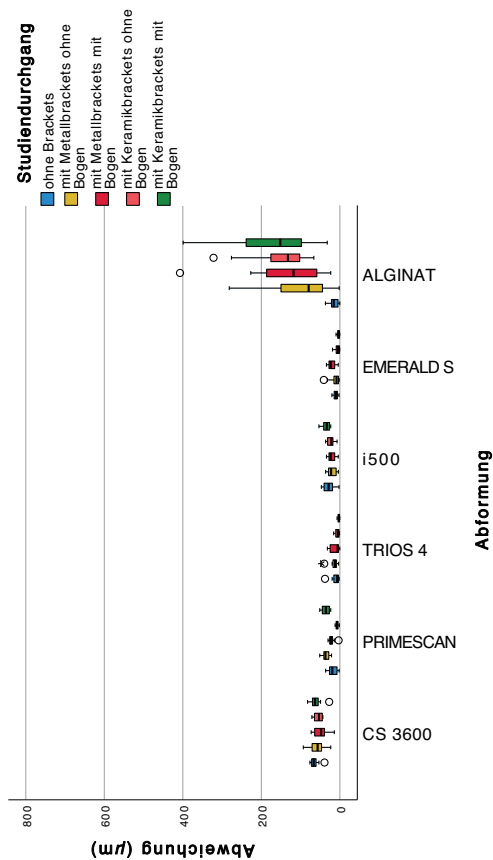
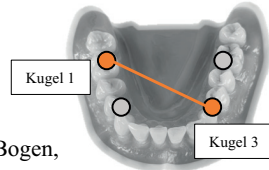


Abb. 4:2 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 1

#### 4.2.2 Lineare Distanz 2 ( $1_3 = 44778 \mu\text{m}$ )

Die Alginatabformung wies im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen bzw. mit Keramikbrackets mit Bogen, die höchste Abweichung zur Referenz auf (Bereich:  $226 \pm 201$  bis  $231 \pm 295 \mu\text{m}$ ). Lediglich in den Studiendurchgängen eins und zwei lagen die Abweichungen zur linearen Distanz 2 unter  $100 \mu\text{m}$  (*ohne Brackets*:  $39 \pm 18 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets*:  $82 \pm 79 \mu\text{m}$ ).



Im Vergleich der einzelnen Intraoralscanner untereinander, wies der *i500* die höchsten Abweichungen in allen Studiendurchgängen auf (Bereich:  $84 \pm 53$  bis  $179 \pm 101 \mu\text{m}$ ). Diese lagen jedoch immer noch unter den höchsten Abweichungen der Alginatabformung (bis zu  $231 \pm 295 \mu\text{m}$  Abweichung). Während in den Studiendurchgängen eins, drei und vier der *Primescan* die höchste Genauigkeit erzielte (*ohne Brackets*:  $40 \pm 34 \mu\text{m}$ , *Metallbrackets mit Bogen*:  $40 \pm 35 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets*:  $40 \pm 31 \mu\text{m}$ ), konnte dieses im zweiten Studiendurchgang für den *Emerald S* (*Metallbrackets*:  $34 \pm 32 \mu\text{m}$ ) und im fünften Studiendurchgang für den *CS 3600* festgestellt werden (*Keramikbrackets mit Bogen*:  $27 \pm 25 \mu\text{m}$ ).

Tabelle 4:5 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 2 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$67 \pm 47$	$45 \pm 32$	$49 \pm 31$	$64 \pm 43$	$27 \pm 25$
<i>Primescan</i>	$40 \pm 34$	$35 \pm 20$	$40 \pm 35$	$40 \pm 31$	$36 \pm 35$
<i>Trios 4</i>	$55 \pm 50$	$37 \pm 32$	$44 \pm 41$	$51 \pm 37$	$44 \pm 31$
<i>i500</i>	$84 \pm 53$	$108 \pm 60$	$179 \pm 101$	$109 \pm 68$	$154 \pm 75$
<i>Emerald S</i>	$49 \pm 39$	$34 \pm 32$	$47 \pm 39$	$58 \pm 34$	$37 \pm 34$
<i>Alginat</i>	$39 \pm 18$	$82 \pm 79$	$226 \pm 201$	$182 \pm 67$	$231 \pm 295$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>0,102</b>	<b>0,014</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

Tabelle 4:6 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 2 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)]

	Ohne Brackets	Metall-brackets	Metall-brackets mit Bogen	Keramik-brackets	Keramik-brackets mit Bogen
CS 3600	0,15 ± 0,10	0,10 ± 0,07	0,11 ± 0,07	0,14 ± 0,10	0,06 ± 0,06
Primescan	0,09 ± 0,08	0,08 ± 0,04	0,09 ± 0,08	0,09 ± 0,07	0,08 ± 0,08
Trios 4	0,12 ± 0,11	0,08 ± 0,07	0,10 ± 0,09	0,11 ± 0,08	0,10 ± 0,07
i500	0,19 ± 0,12	0,24 ± 0,13	0,40 ± 0,23	0,24 ± 0,15	0,34 ± 0,17
Emerald S	0,11 ± 0,09	0,08 ± 0,07	0,10 ± 0,09	0,13 ± 0,08	0,08 ± 0,08
Alginat	0,09 ± 0,04	0,18 ± 0,18	0,50 ± 0,45	0,41 ± 0,15	0,52 ± 0,66

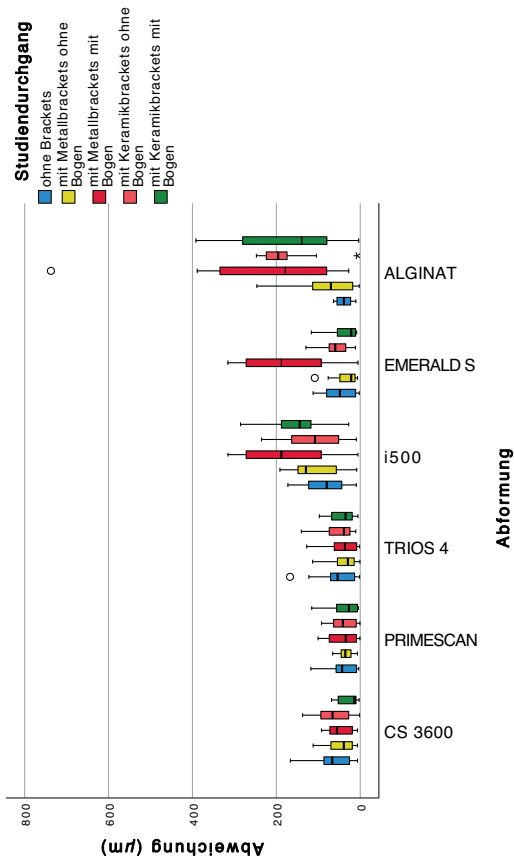
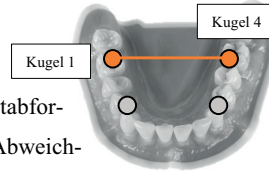


Abb. 4:3 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 2

### 4.2.3 Lineare Distanz 3 ( $1_4 = 45996 \mu\text{m}$ )

Im Vergleich zu allen Abformmethoden zeigte die Alginatabformung im Studiendurchgang ohne Brackets die geringste Abweichung zur linearen Distanz 3 (*ohne Brackets*:  $31 \pm 22 \mu\text{m}$ ). Das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur mit Bogen führte, im Vergleich zum Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur ohne Bogen, zu höheren Abweichungen (*Metallbrackets mit Bogen*:  $212 \pm 204 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $141 \pm 153 \mu\text{m}$ ).



Mit Abweichungen von  $186 \pm 111$  bis  $314 \pm 177 \mu\text{m}$  erzielte der *i500* die höchsten Abweichungen zur Referenz. Diese lagen deutlich über den Werten der Alginatabformung (Bereich:  $31 \pm 22$  bis  $212 \pm 204 \mu\text{m}$ ) und über den Werten der übrigen Intraoralscanner (Bereich:  $45 \pm 26$  bis  $146 \pm 86 \mu\text{m}$ ). In mindestens einem Studiendurchgang lag die Abweichung der Scanner *CS 3600*, *Primescan*, *Trios 4* und *Emerald S* über  $100 \mu\text{m}$ .

Tabelle 4:7 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 3 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$82 \pm 57$	$112 \pm 82$	$61 \pm 43$	$136 \pm 65$	$55 \pm 46$
<i>Primescan</i>	$45 \pm 26$	$104 \pm 68$	$75 \pm 54$	$64 \pm 49$	$84 \pm 68$
<i>Trios 4</i>	$89 \pm 67$	$71 \pm 81$	$69 \pm 36$	$84 \pm 58$	$146 \pm 86$
<i>i500</i>	$186 \pm 111$	$214 \pm 118$	$314 \pm 177$	$191 \pm 115$	$269 \pm 136$
<i>Emerald S</i>	$93 \pm 46$	$60 \pm 55$	$128 \pm 73$	$97 \pm 60$	$93 \pm 60$
<i>Alginat</i>	$31 \pm 22$	$121 \pm 142$	$212 \pm 204$	$104 \pm 81$	$141 \pm 153$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,013</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,012</b>	<b>&lt; 0,001</b>

Tabelle 4:8 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 3 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)]

	Ohne Brackets	Metall-brackets	Metall-brackets mit Bogen	Keramik-brackets	Keramik-brackets mit Bogen
CS 3600	0,18 ± 0,12	0,24 ± 0,18	0,13 ± 0,09	0,30 ± 0,14	0,12 ± 0,10
Primescan	0,10 ± 0,06	0,23 ± 0,15	0,16 ± 0,12	0,14 ± 0,11	0,18 ± 0,15
Trios 4	0,19 ± 0,15	0,15 ± 0,18	0,15 ± 0,08	0,18 ± 0,13	0,32 ± 0,19
i500	0,40 ± 0,24	0,47 ± 0,26	0,68 ± 0,38	0,42 ± 0,25	0,58 ± 0,30
Emerald S	0,20 ± 0,10	0,13 ± 0,12	0,28 ± 0,16	0,21 ± 0,13	0,20 ± 0,13
Alginat	0,07 ± 0,05	0,26 ± 0,31	0,46 ± 0,44	0,23 ± 0,18	0,31 ± 0,33

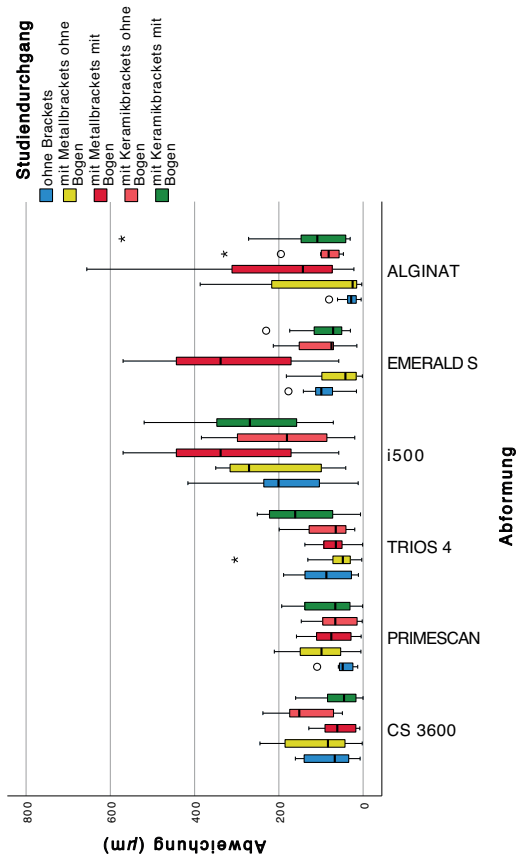
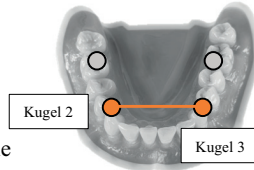


Abb. 4:4 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 3

#### 4.2.4 Lineare Distanz 4 ( $2_3 = 32005 \mu\text{m}$ )

In der Gesamtbetrachtung wies die Alginatabformung mit  $15 \pm 26 \mu\text{m}$  im Studiendurchgang ohne Brackets, sowohl die höchste als auch mit  $341 \pm 169 \mu\text{m}$  im Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen, die niedrigste Übertragungsgenauigkeit für die lineare Distanz 4 auf.



Mit Ausnahme des *i500* lag die Richtigkeit und Präzision bei allen Scannern im Bereich von  $24 \pm 15$  bis  $57 \pm 30 \mu\text{m}$ . Den übrigen Scannern war gemein, dass die Richtigkeit und die Präzision vom zweiten zum dritten Studiendurchgang merkbar zunahm. Gegenteiliges zeigte sich in den Studiendurchgängen vier und fünf. Während die Abweichungen zur linearen Distanz 4 der Scanner *CS 3600*, *Trios 4* und *i500* vom vierten zum fünften Studiendurchgang zunahm, verringerten sich diese für den Scanner *Primescan* und *Emerald S*.

Tabelle 4:9 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 4 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall-brackets</i>	<i>Metall-brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik-brackets</i>	<i>Keramik-brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$39 \pm 22$	$31 \pm 19$	$25 \pm 18$	$24 \pm 15$	$30 \pm 23$
<i>Primescan</i>	$26 \pm 19$	$32 \pm 18$	$29 \pm 21$	$43 \pm 25$	$32 \pm 23$
<i>Trios 4</i>	$33 \pm 25$	$29 \pm 19$	$27 \pm 26$	$34 \pm 24$	$36 \pm 18$
<i>i500</i>	$72 \pm 43$	$94 \pm 53$	$140 \pm 69$	$71 \pm 43$	$101 \pm 56$
<i>Emerald S</i>	$29 \pm 33$	$57 \pm 30$	$26 \pm 25$	$48 \pm 35$	$25 \pm 17$
<i>Alginat</i>	$15 \pm 26$	$120 \pm 103$	$295 \pm 118$	$186 \pm 101$	$341 \pm 169$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,002</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

Tabelle 4:10 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 4 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)]

	Ohne Brackets	Metall-brackets	Metall-brackets mit Bogen	Keramik-brackets	Keramik-brackets mit Bogen
CS 3600	0,12 ± 0,07	0,10 ± 0,06	0,08 ± 0,06	0,07 ± 0,05	0,09 ± 0,07
Primescan	0,08 ± 0,06	0,10 ± 0,06	0,09 ± 0,07	0,13 ± 0,08	0,10 ± 0,07
Trios 4	0,10 ± 0,08	0,09 ± 0,06	0,08 ± 0,08	0,11 ± 0,07	0,11 ± 0,06
i500	0,22 ± 0,13	0,29 ± 0,17	0,44 ± 0,22	0,22 ± 0,13	0,32 ± 0,17
Emerald S	0,09 ± 0,10	0,18 ± 0,09	0,08 ± 0,08	0,15 ± 0,11	0,08 ± 0,05
Alginat	0,05 ± 0,08	0,37 ± 0,32	0,92 ± 0,37	0,58 ± 0,32	1,07 ± 0,53

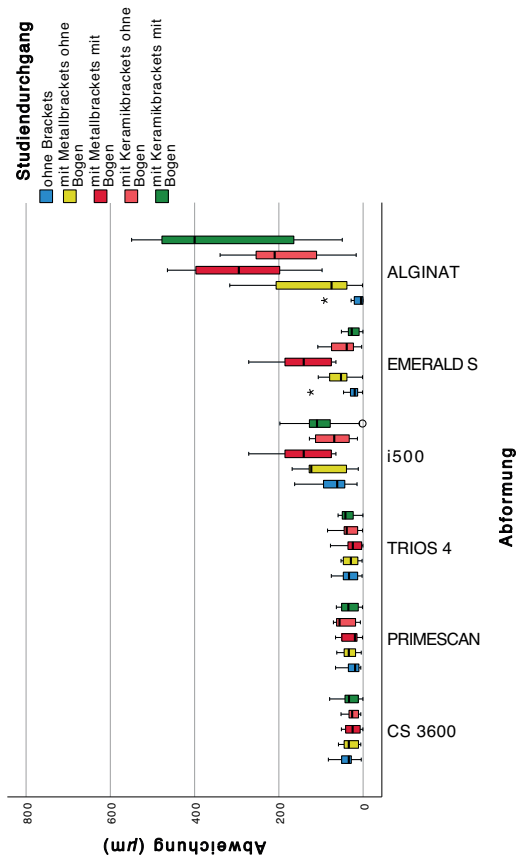
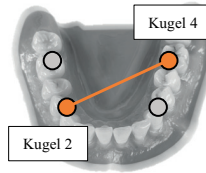


Abb. 4:5 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 4

#### 4.2.5 Lineare Distanz 5 ( $2_4 = 44779 \mu\text{m}$ )

Insgesamt zeigte sich, mit Ausnahme des ersten Studiendurchganges ohne Brackets, dass sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen der Alginatabformung durchgehend über den Werten der digitalen Abformmethode lagen. Lediglich im ersten Studiendurchgang (*ohne Brackets*:  $14 \pm 13 \mu\text{m}$ ) konnten geringere Abweichungen zur linearen Distanz 5, im Vergleich zu den übrigen Scannern (Bereich:  $22 \pm 16$  bis  $110 \pm 60 \mu\text{m}$ ), ermittelt werden.



Vergleicht man die Ergebnisse der einzelnen Intraoralscanner untereinander in den verschiedenen Studiendurchgängen, so wies der *i500*, mit Ausnahme des vierten Studiendurchganges (*Keramikbrackets*:  $84 \pm 58 \mu\text{m}$ ), durchgehend Abweichungen zur linearen Distanz 5 von über  $100 \mu\text{m}$  auf (Bereich:  $110 \pm 60$  bis  $179 \pm 102 \mu\text{m}$ ). Die Werte der übrigen Scanner lagen in allen Studiendurchgängen deutlich unter  $100 \mu\text{m}$  (Bereich:  $22 \pm 16$  bis  $88 \pm 39 \mu\text{m}$ ). Eine Ausnahme war für den Scanner *Trios 4* im fünften Studiendurchgang festzustellen (*Keramikbrackets mit Bogen*:  $105 \pm 62 \mu\text{m}$ ). Die höchste Übertragungsgenauigkeit wurde im ersten Studiendurchgang vom *Primescan* erreicht (*ohne Brackets*:  $22 \pm 16 \mu\text{m}$ ).

Tabelle 4:11 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 5 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall-brackets</i>	<i>Metall-brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik-brackets</i>	<i>Keramik-brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$42 \pm 29$	$68 \pm 49$	$63 \pm 36$	$38 \pm 37$	$88 \pm 39$
<i>Primescan</i>	$22 \pm 16$	$60 \pm 36$	$48 \pm 29$	$46 \pm 27$	$45 \pm 39$
<i>Trios 4</i>	$55 \pm 27$	$37 \pm 46$	$48 \pm 22$	$56 \pm 37$	$105 \pm 62$
<i>i500</i>	$110 \pm 60$	$136 \pm 65$	$179 \pm 102$	$84 \pm 58$	$110 \pm 79$
<i>Emerald S</i>	$33 \pm 38$	$65 \pm 39$	$56 \pm 35$	$41 \pm 26$	$33 \pm 33$
<i>Alginat</i>	$14 \pm 13$	$145 \pm 130$	$257 \pm 168$	$166 \pm 112$	$313 \pm 237$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,005</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,002</b>	<b>&lt; 0,001</b>

Tabelle 4:12 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 5 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)]

	Ohne Brackets	Metall-brackets	Metall-brackets mit Bogen	Keramik-brackets	Keramik-brackets mit Bogen
CS 3600	0,09 ± 0,06	0,15 ± 0,11	0,14 ± 0,08	0,08 ± 0,08	0,20 ± 0,09
Primescan	0,05 ± 0,04	0,13 ± 0,08	0,11 ± 0,06	0,10 ± 0,06	0,10 ± 0,09
Trios 4	0,12 ± 0,06	0,08 ± 0,10	0,11 ± 0,05	0,13 ± 0,08	0,23 ± 0,14
i500	0,25 ± 0,13	0,30 ± 0,15	0,40 ± 0,23	0,19 ± 0,13	0,25 ± 0,18
Emerald S	0,07 ± 0,08	0,15 ± 0,09	0,13 ± 0,08	0,09 ± 0,06	0,07 ± 0,07
Alginat	0,03 ± 0,03	0,32 ± 0,29	0,57 ± 0,38	0,37 ± 0,25	0,70 ± 0,53

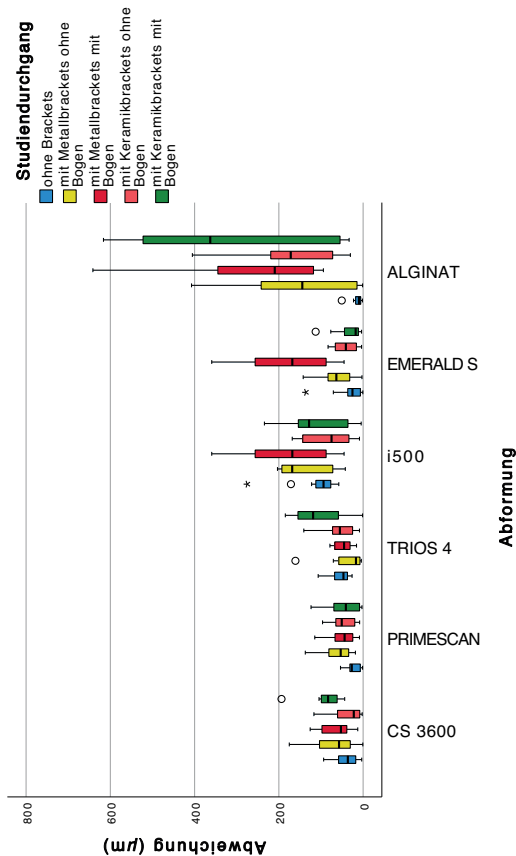
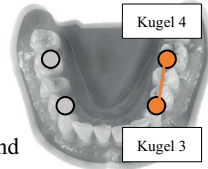


Abb. 4:6 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 5

#### 4.2.6 Lineare Distanz 6 ( $3_4 = 23089 \mu\text{m}$ )

Die Genauigkeit der Alginatabformung nahm ausgehend vom ersten Studiendurchgang (*ohne Brackets*:  $14 \pm 15 \mu\text{m}$ ) zunehmend



ab. Die höchsten Abweichungen zur linearen Distanz 6 lagen jeweils in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen vor (*Metallbrackets mit Bogen*:  $87 \pm 52 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $71 \pm 53 \mu\text{m}$ ). Geringere Abweichungen konnten in den Studiendurchgängen zwei und vier festgestellt werden (*Metallbrackets*:  $50 \pm 45 \mu\text{m}$ , *Keramikbrackets*:  $67 \pm 80 \mu\text{m}$ ).

Auffällig waren die kleinen Mittelwerte und die geringen Standardabweichungen für den *Emerald S* in den verschiedenen Studiendurchgängen (Bereich:  $6 \pm 5$  bis  $13 \pm 15 \mu\text{m}$ ). Die geringste Übertragungsgenauigkeit zeigte dagegen der *CS 3600* mit Werten im Bereich von  $66 \pm 19$  bis  $91 \pm 13 \mu\text{m}$ . Die Abweichungen der übrigen Scanner lagen zwischen  $14 \pm 8$  und  $37 \pm 13 \mu\text{m}$ .

Tabelle 4:13 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 6 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$91 \pm 13$	$70 \pm 19$	$66 \pm 19$	$72 \pm 15$	$78 \pm 14$
<i>Primescan</i>	$20 \pm 13$	$37 \pm 13$	$19 \pm 16$	$6 \pm 5$	$36 \pm 8$
<i>Trios 4</i>	$21 \pm 13$	$14 \pm 8$	$15 \pm 10$	$15 \pm 7$	$22 \pm 10$
<i>i500</i>	$24 \pm 18$	$21 \pm 11$	$14 \pm 13$	$25 \pm 9$	$35 \pm 12$
<i>Emerald S</i>	$13 \pm 8$	$13 \pm 15$	$13 \pm 6$	$6 \pm 5$	$9 \pm 6$
<i>Alginat</i>	$14 \pm 15$	$50 \pm 45$	$87 \pm 52$	$67 \pm 80$	$71 \pm 53$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

Tabelle 4:14 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 6 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)]

	Ohne Brackets	Metall-brackets	Metall-brackets mit Bogen	Keramik-brackets	Keramik-brackets mit Bogen
CS 3600	0,39 ± 0,06	0,30 ± 0,08	0,29 ± 0,08	0,31 ± 0,06	0,34 ± 0,06
Primescan	0,09 ± 0,06	0,16 ± 0,06	0,08 ± 0,07	0,03 ± 0,02	0,16 ± 0,03
Trios 4	0,09 ± 0,06	0,06 ± 0,03	0,06 ± 0,04	0,06 ± 0,03	0,10 ± 0,04
i500	0,10 ± 0,08	0,09 ± 0,05	0,06 ± 0,06	0,11 ± 0,04	0,15 ± 0,05
Emerald S	0,06 ± 0,03	0,06 ± 0,06	0,06 ± 0,03	0,03 ± 0,02	0,04 ± 0,03
Alginat	0,06 ± 0,06	0,22 ± 0,19	0,38 ± 0,23	0,29 ± 0,35	0,31 ± 0,23

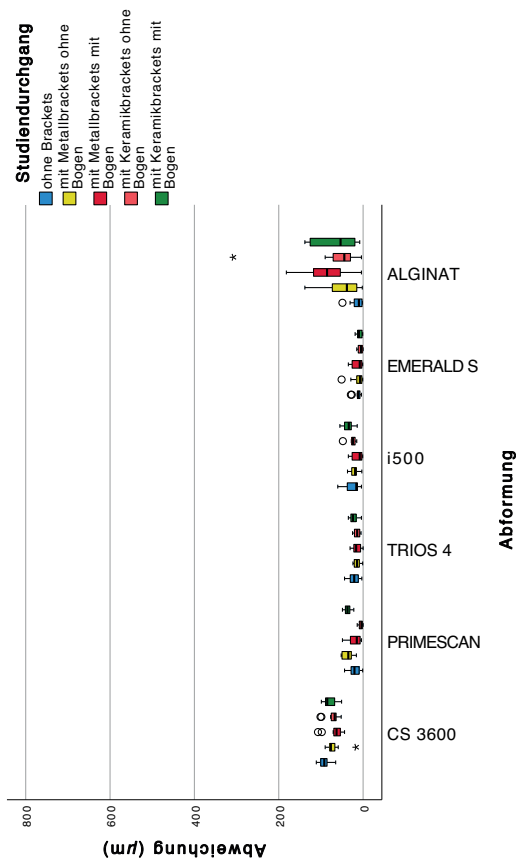


Abb. 4:7 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 6

### 4.3 Winkel

In dem Wissen um die Bedeutsamkeit einer Ganzkieferabformung mit anschließender Modellherstellung zur Aufnahme einer kieferorthopädischen Behandlung und unter Verweis auf Kapitel 4.2 erfolgt zunächst die deskriptive Darstellung der gepoolten Winkelabweichungen. Erneut werden die Abweichungen der einzelnen Winkel gesondert in den Folgekapiteln abgebildet und beschrieben.

Die Tabelle 4:15 gibt einen Überblick über die Ergebnisse der ausgewerteten Daten. Es werden zum einen die Mittelwerte und die Standardabweichungen in Grad ( $^{\circ}$ ), zum anderen auch die p-Werte der statistischen Analyse wiedergegeben.

Tabelle 4:15 Gepoolte Winkelabweichungen [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^{\circ}$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall- brackets</i>	<i>Metall- brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik- brackets</i>	<i>Keramik- brackets mit Bogen</i>	<i>p-Werte</i>
<i>CS 3600</i>	0,58 $\pm$ 0,26	0,29 $\pm$ 0,35	0,14 $\pm$ 0,10	0,05 $\pm$ 0,06	0,13 $\pm$ 0,10	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Pri- mescan</i>	0,31 $\pm$ 0,22	0,31 $\pm$ 0,37	0,17 $\pm$ 0,12	0,18 $\pm$ 0,09	0,19 $\pm$ 0,09	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Trios 4</i>	0,27 $\pm$ 0,30	0,24 $\pm$ 0,37	0,09 $\pm$ 0,10	0,15 $\pm$ 0,13	0,14 $\pm$ 0,10	<b>&lt; 0,001</b>
<i>i500</i>	0,37 $\pm$ 0,25	0,36 $\pm$ 0,46	0,30 $\pm$ 0,20	0,21 $\pm$ 0,12	0,23 $\pm$ 0,11	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Emerald S</i>	0,48 $\pm$ 0,26	0,32 $\pm$ 0,37	0,20 $\pm$ 0,09	0,27 $\pm$ 0,13	0,34 $\pm$ 0,14	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Alginat</i>	0,33 $\pm$ 0,22	0,88 $\pm$ 0,81	0,98 $\pm$ 0,79	0,79 $\pm$ 0,63	1,74 $\pm$ 2,19	<b>&lt; 0,001</b>
<i>p-Werte</i>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	

Durch die gepoolten Winkelabweichungen zwischen den digital konstruierten Ebenen ist es möglich, Aussagen bezüglich der Übertragungsgenauigkeit in einem dreidimensionalen Raum zu treffen (siehe Kapitel 3.4.4). Hierbei ist abermals ein Vergleich der digitalen Abformmethoden mit der Alginatabformung innerhalb der Studiendurchgänge oder der Vergleich einer Abformmethode in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge möglich.

Insgesamt zeigte sich, mit Ausnahme des ersten Studiendurchganges ohne Brackets, dass sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen der Alginatabformung (Bereich:  $0,88 \pm 0,81$  bis  $1,74 \pm 2,19^\circ$ ) durchgehend über den Werten der digitalen Abformmethode lagen (Bereich:  $0,05 \pm 0,06$  bis  $0,36 \pm 0,46^\circ$ ). Im ersten Studiendurchgang hingegen lagen die Abweichungen des *CS 3600 (ohne Brackets:  $0,58 \pm 0,26^\circ$ )*, des *i500 (ohne Brackets:  $0,37 \pm 0,25^\circ$ )* und des *Emerald S (ohne Brackets:  $0,48 \pm 0,26^\circ$ )* über dem Ergebnis der Alginatabformung (*ohne Brackets:  $0,33 \pm 0,22^\circ$* ), während die Abweichungen des *Primescan (ohne Brackets:  $0,31 \pm 0,22^\circ$ )* und des *Trios 4 (ohne Brackets:  $0,27 \pm 0,30^\circ$ )* darunter lagen.

Bei der gesonderten Betrachtung der einzelnen Intraoralscanner in den Studiendurchgängen war festzustellen, dass der *CS 3600* zum einen die niedrigste aber zum anderen auch die höchste Übertragungsgenauigkeit im Vergleich zur Alginatabformung aufwies (Bereich:  $0,05 \pm 0,06$  bis  $0,58 \pm 0,26^\circ$ ). Die Werte aller anderen Intraoralscanner lagen zwischen  $0,09 \pm 0,10$  und  $0,48 \pm 0,26^\circ$ .

Ein Blick auf die statistische Analyse zeigte, dass es in der Summe der gemessenen Winkelabweichung signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) innerhalb aller Studiendurchgänge zwischen den verschiedenen Abformmethoden gab.

Sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen der Alginatabformung nahmen vom ersten zum zweiten, beziehungsweise zum vierten und fünften Studiendurchgang sprunghaft zu. In Studiendurchgang drei und fünf lagen die höchsten Abweichungen vor (*Metallbrackets mit Bogen:  $0,98 \pm 0,79^\circ$* , *Keramikbrackets mit Bogen:  $1,74 \pm 2,19^\circ$* ), gefolgt von Studiendurchgang zwei und vier (*Metallbrackets:  $0,88 \pm 0,81^\circ$* , *Keramikbrackets:  $0,79 \pm 0,63^\circ$* ).

Gegenteiliges zeigte sich in der Gesamtbetrachtung der digitalen Abformmethoden. Den Scannern war gemein, dass die Mittelwerte der Winkelabweichungen im ersten Studiendurchgang ohne Brackets in Bezug zu den übrigen Studiendurchgängen am höchsten waren. Die Werte nahmen vom ersten Studiendurchgang ohne Brackets (Bereich: 0,27 bis 0,58°) zum zweiten Studiendurchgang mit Metallbrackets (Bereich: 0,24 bis 0,36°) ab. Eine weitere Abnahme der Werte war im dritten Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen zu erkennen (Bereich: 0,09 bis 0,30°).

Auffällig war bei allen Scannern die Zunahme der Standardabweichungen vom ersten Studiendurchgang ohne Brackets (Bereich: 0,22 bis 0,30°) zum zweiten Studiendurchgang mit Metallbrackets (Bereich: 0,35 bis 0,46°). Die Zahlenwerte der Standardabweichungen im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen (Bereich: 0,09 bis 0,20°) lagen allerdings wiederum deutlich unter den Werten des ersten und des zweiten Studiendurchganges.

Sowohl der *CS 3600* als auch der *i500* wiesen im Studiendurchgang mit Keramikbrackets, im Vergleich zu den übrigen Studiendurchgängen, die höchste Übertragungsgenauigkeit auf (*CS 3600*:  $0,05 \pm 0,06^\circ$ , *i500*:  $0,21 \pm 0,12^\circ$ ). Gleich darauf folgte der Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen (*CS 3600*:  $0,13 \pm 0,10^\circ$ , *i500*:  $0,23 \pm 0,11^\circ$ ). Anders verhielt es sich mit dem *Trios 4* und dem *Emerald S*. Die höchste Genauigkeit wurde jeweils beim Vorliegen von Metallbrackets mit Bogen erreicht (*Trios 4*:  $0,09 \pm 0,10^\circ$ , *Emerald S*:  $0,20 \pm 0,09^\circ$ ).

Die Ergebnisse des Scanners *Primescan* zeigten, dass zwar der niedrigste Mittelwert im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen erreicht wurde, hingegen die Standardabweichung in den Studiendurchgängen mit Keramikbrackets am kleinsten war (*Metallbrackets mit Bogen*:  $0,17 \pm 0,12^\circ$ , *Keramikbrackets*:  $0,18 \pm 0,09^\circ$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $0,19 \pm 0,09^\circ$ ).

Ergänzend zu den vorgenannten Ergebnissen war rein statistisch ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) der jeweiligen Abformmethode in Bezug auf alle Studiendurchgänge festzustellen.

Das nachstehende Boxplot-Diagramm (siehe Abbildung 4:8) stellt noch einmal graphisch den Zusammenhang der gepoolten Winkelabweichungen zwischen den einzelnen Abformmethoden in Bezug zu den verschiedenen Studiendurchgängen dar. Die Kreise stellen Ausreißer dar, die Sternchen Extremwerte.

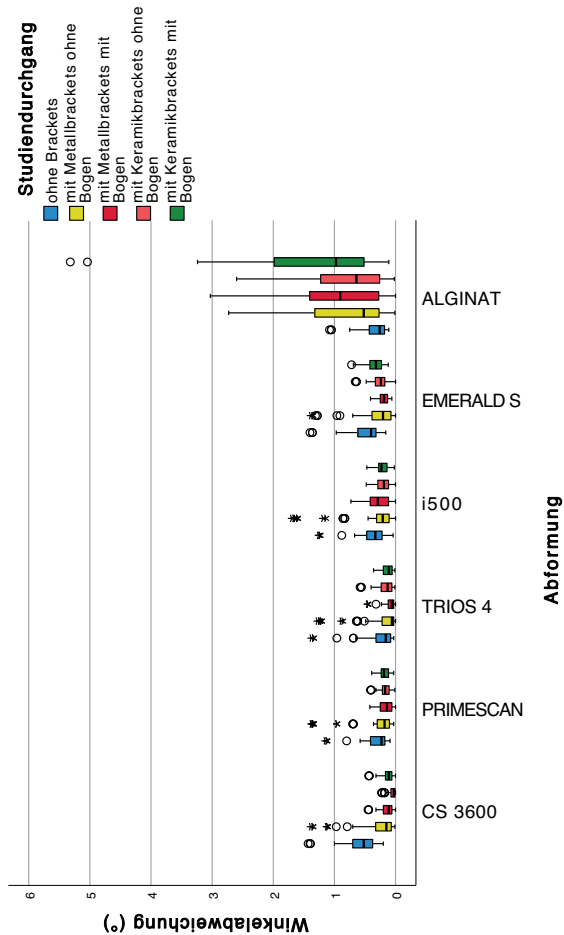
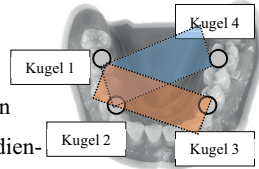


Abb. 4:8 Boxplot-Diagramm - Gepoolte Winkelabweichungen in Bezug auf die Studiendurchgänge

Entsprechend dem Kapitel 4.2 werden im Folgenden die Abweichungen zur Referenz gesondert für die einzelnen Winkel (gebildet zwischen zwei Ebenen, siehe Kapitel 3.4.3.2), jeweils sowohl in Tabellenform als auch in Form eines Boxplot-Diagramms, skizziert.

### 4.3.1 Winkel 1 ( $E1\_E2 = 0^\circ$ )

Sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen der Alginatabformung nahmen, ausgehend vom ersten Studierendurchgang ohne Brackets (*ohne Brackets*:  $0,21 \pm 0,13^\circ$ ), zunehmend ab. Die höchsten Winkelabweichungen zwischen den beiden Ebenen waren im Studiendurchgang Metallbrackets mit Bogen bzw. Keramikbrackets mit Bogen festzustellen (*Metallbrackets mit Bogen*:  $0,64 \pm 0,48^\circ$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $1,15 \pm 1,41^\circ$ ). Das Vorhandensein von Brackets ohne Bogen führte zu kleineren Winkelabweichungen (*Metallbrackets*:  $0,57 \pm 0,49^\circ$ , *Keramikbrackets*:  $0,51 \pm 0,38^\circ$ ).



In der Gesamtbetrachtung der digitalen Abformmethoden wies der *CS 3600* zum einen den niedrigsten, aber zum anderen auch den höchsten Mittelwert auf (*ohne Brackets*:  $0,38 \pm 0,13^\circ$ , *Keramikbrackets*:  $0,03 \pm 0,04^\circ$ ). Die Werte der übrigen Scanner lagen dazwischen. Auffällig waren die geringen Standardabweichungen aller Scanner in den Studiendurchgängen vier und fünf. Diese waren kleiner gleich  $0,08^\circ$ .

Tabelle 4:16 Absolute Abweichungen zum Winkel 1 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^\circ$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$0,38 \pm 0,13$	$0,19 \pm 0,22$	$0,09 \pm 0,06$	$0,03 \pm 0,04$	$0,08 \pm 0,06$
<i>Primescan</i>	$0,20 \pm 0,13$	$0,20 \pm 0,23$	$0,10 \pm 0,08$	$0,12 \pm 0,05$	$0,12 \pm 0,05$
<i>Trios 4</i>	$0,17 \pm 0,18$	$0,15 \pm 0,23$	$0,06 \pm 0,06$	$0,10 \pm 0,08$	$0,09 \pm 0,06$
<i>i500</i>	$0,24 \pm 0,15$	$0,24 \pm 0,29$	$0,20 \pm 0,12$	$0,14 \pm 0,07$	$0,15 \pm 0,06$
<i>Emerald S</i>	$0,31 \pm 0,14$	$0,21 \pm 0,23$	$0,13 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,06$	$0,22 \pm 0,07$
<i>Alginat</i>	$0,21 \pm 0,13$	$0,57 \pm 0,49$	$0,64 \pm 0,48$	$0,51 \pm 0,38$	$1,15 \pm 1,41$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,028</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

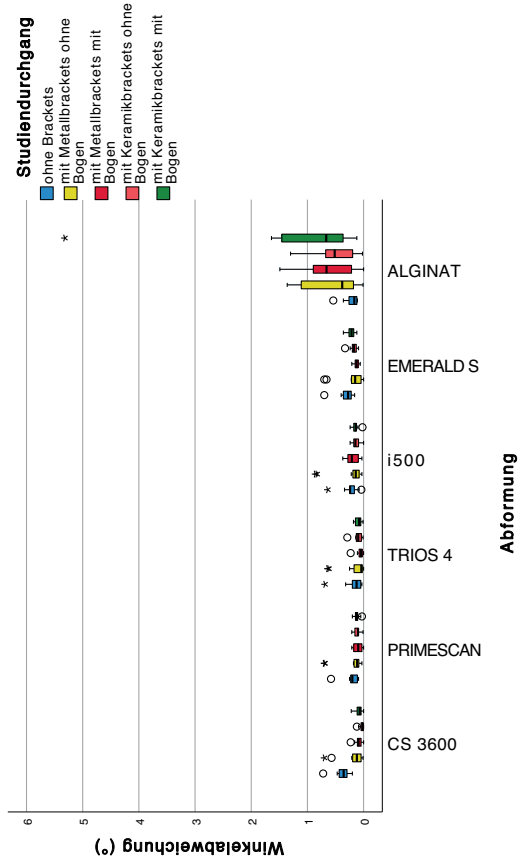
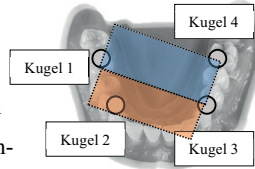


Abb. 4:9 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 1

### 4.3.2 Winkel 2 ( $E1\_E3 = 0^\circ$ )

Mit Ausnahme des ersten Studiendurchganges ohne Bogen lagen sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen der Alginatabformung durchgehend über den Werten der digitalen Abformmethode (Bereich:  $0,99 \pm 0,75^\circ$  bis  $2,22 \pm 2,74^\circ$ ). Im Studiendurchgang ohne Bogen konnten im Vergleich zur Alginatabformung kleinere Mittelwerte nur für den *Primescan* (ohne Bogen:  $0,39 \pm 0,26^\circ$ ) und den *Trios 4* (ohne Bogen:  $0,34 \pm 0,36^\circ$ ) festgestellt werden. Jedoch lagen die Zahlenwerte der Standardabweichungen aller Scanner über den Werten der Alginatabformung.



Vergleicht man die Ergebnisse der einzelnen Scanner untereinander in den verschiedenen Studiendurchgängen, so konnten für alle Scanner die höchsten Winkelabweichungen im Studiendurchgang ohne Bogen festgestellt werden. Den Scannern war gemein, dass sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen ausgehend vom ersten Studiendurchgang, kleinere Werte annahmen. Die niedrigste Abweichung wurde vom *CS 3600* im vierten Studiendurchgang erreicht (*Keramikbrackets*:  $0,06 \pm 0,07^\circ$ ).

Tabelle 4:17 Absolute Abweichungen zum Winkel 2 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^\circ$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall-brackets</i>	<i>Metall-brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik-brackets</i>	<i>Keramik-brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$0,73 \pm 0,26$	$0,36 \pm 0,43$	$0,17 \pm 0,12$	$0,06 \pm 0,07$	$0,16 \pm 0,12$
<i>Primescan</i>	$0,39 \pm 0,26$	$0,39 \pm 0,45$	$0,21 \pm 0,14$	$0,22 \pm 0,10$	$0,23 \pm 0,10$
<i>Trios 4</i>	$0,34 \pm 0,36$	$0,30 \pm 0,45$	$0,12 \pm 0,12$	$0,19 \pm 0,15$	$0,18 \pm 0,11$
<i>i500</i>	$0,46 \pm 0,29$	$0,45 \pm 0,56$	$0,38 \pm 0,23$	$0,26 \pm 0,14$	$0,29 \pm 0,11$
<i>Emerald S</i>	$0,60 \pm 0,28$	$0,40 \pm 0,45$	$0,25 \pm 0,08$	$0,34 \pm 0,12$	$0,43 \pm 0,13$
<i>Alginat</i>	$0,41 \pm 0,25$	$1,10 \pm 0,96$	$1,23 \pm 0,92$	$0,99 \pm 0,75$	$2,22 \pm 2,74$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,031</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

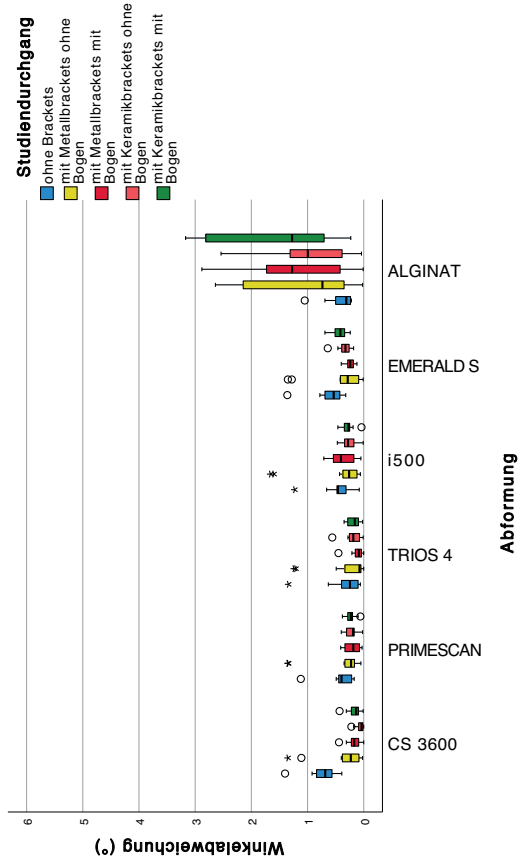
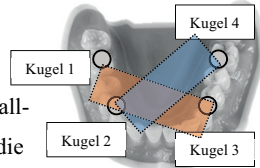


Abb. 4:10 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 2

### 4.3.3 Winkel 3 ( $E1\_E4 = 0^\circ$ )

Die Alginatabformung wies im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen bzw. mit Keramikbrackets mit Bogen die höchsten Winkelabweichungen zur Referenz auf (Bereich:  $1,27 \pm 0,95^\circ$  bis  $2,26 \pm 2,76^\circ$ ). Lediglich in den Studiendurchgängen eins und zwei lagen die Winkelabweichungen unter  $1,2^\circ$  (ohne Brackets:  $0,42 \pm 0,26^\circ$ , Metallbrackets:  $1,14 \pm 0,99^\circ$ ). Abermals lagen die Abweichungen der Alginatabformung sowohl in den Studiendurchgängen mit Brackets als auch in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen, über denen der Scanner.



Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Winkelabweichungen für alle Scanner bei Vorliegen einer keramischen Multibracket-Apparatur, im Vergleich zum Vorliegen einer metallischen Multibracket-Apparatur, deutlich geringer waren. Während das Einbringen eines metallischen Bogens das Gesamtergebnis für alle Scanner von Studiendurchgang zwei zu drei verbesserte, war dieses im Studiendurchgang vier zu fünf nur für den *Trios 4* festzustellen (*Keramikbrackets*:  $0,20 \pm 0,15^\circ$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $0,18 \pm 0,12^\circ$ ).

Tabelle 4:18 Absolute Abweichungen zum Winkel 3 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^\circ$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$0,74 \pm 0,27$	$0,37 \pm 0,44$	$0,18 \pm 0,12$	$0,07 \pm 0,07$	$0,17 \pm 0,12$
<i>Primescan</i>	$0,40 \pm 0,26$	$0,40 \pm 0,46$	$0,21 \pm 0,15$	$0,23 \pm 0,10$	$0,24 \pm 0,10$
<i>Trios 4</i>	$0,35 \pm 0,37$	$0,31 \pm 0,46$	$0,12 \pm 0,13$	$0,20 \pm 0,15$	$0,18 \pm 0,12$
<i>i500</i>	$0,47 \pm 0,30$	$0,47 \pm 0,57$	$0,39 \pm 0,23$	$0,27 \pm 0,14$	$0,29 \pm 0,11$
<i>Emerald S</i>	$0,62 \pm 0,29$	$0,41 \pm 0,46$	$0,26 \pm 0,09$	$0,32 \pm 0,16$	$0,44 \pm 0,13$
<i>Alginat</i>	$0,42 \pm 0,26$	$1,14 \pm 0,99$	$1,27 \pm 0,95$	$1,02 \pm 0,77$	$2,26 \pm 2,76$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,029</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

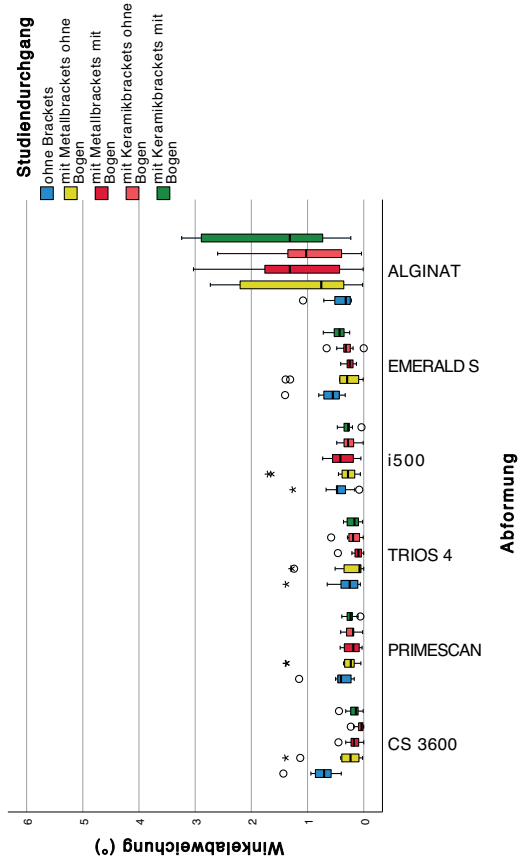
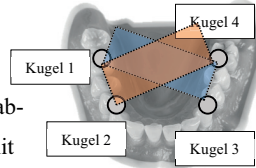


Abb. 4:11 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 3

#### 4.3.4 Winkel 4 ( $E2\_E3 = 0^\circ$ )

Winkelabweichungen von über  $1^\circ$  konnten für die Alginatabformung nur im Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen ermittelt werden (*Keramikbrackets mit Bogen*:  $1,56 \pm 1,91^\circ$ ). Die Werte der übrigen Studiendurchgänge lagen im Bereich von  $0,30 \pm 0,18^\circ$  bis  $0,87 \pm 0,66^\circ$ . Die niedrigste Winkelabweichung lag im Studiendurchgang ohne Brackets vor (*ohne Brackets*:  $0,30 \pm 0,18^\circ$ ).



Auffällig war bei allen Scannern die deutliche Zunahme der Standardabweichungen vom ersten Studiendurchgang ohne (Bereich:  $0,19$  bis  $0,26^\circ$ ) zum zweiten Studiendurchgang mit Metallbrackets (Bereich:  $0,31$  bis  $0,41^\circ$ ). Die gesonderte Betrachtung der einzelnen Scanner sowohl in den Studiendurchgängen mit Brackets als auch in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen zeigte, dass die Standardabweichungen bemerkbar abnahmen.

Tabelle 4:19 Absolute Abweichungen zum Winkel 4 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^\circ$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$0,52 \pm 0,19$	$0,26 \pm 0,31$	$0,12 \pm 0,08$	$0,05 \pm 0,05$	$0,12 \pm 0,09$
<i>Primescan</i>	$0,28 \pm 0,18$	$0,28 \pm 0,32$	$0,15 \pm 0,10$	$0,16 \pm 0,07$	$0,16 \pm 0,07$
<i>Trios 4</i>	$0,24 \pm 0,26$	$0,22 \pm 0,32$	$0,08 \pm 0,09$	$0,14 \pm 0,11$	$0,12 \pm 0,08$
<i>i500</i>	$0,33 \pm 0,21$	$0,31 \pm 0,41$	$0,27 \pm 0,16$	$0,19 \pm 0,10$	$0,20 \pm 0,08$
<i>Emerald S</i>	$0,43 \pm 0,20$	$0,29 \pm 0,32$	$0,18 \pm 0,06$	$0,24 \pm 0,09$	$0,30 \pm 0,09$
<i>Alginat</i>	$0,30 \pm 0,18$	$0,79 \pm 0,69$	$0,87 \pm 0,66$	$0,71 \pm 0,53$	$1,56 \pm 1,91$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,038</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

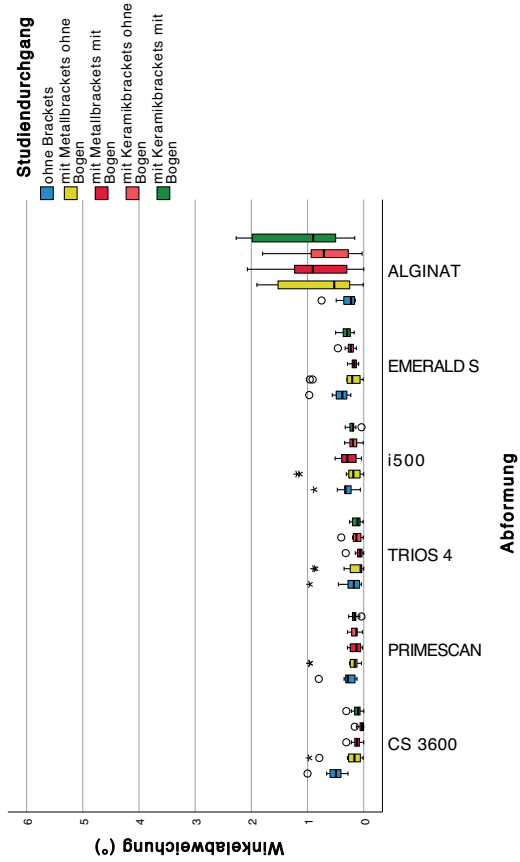
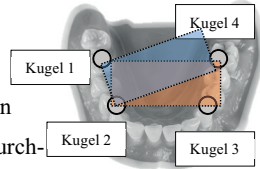


Abb. 4:12 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 4

#### 4.3.5 Winkel 5 ( $E2\_E4 = 0^\circ$ )

Sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen der Alginatabformung, mit Ausnahme des ersten Studiendurchganges ohne Bogen, lagen in allen Studiendurchgängen über den Abweichungen der digitalen Abformmethode (Bereich:  $0,99 \pm 0,74$  bis  $2,17 \pm 2,62^\circ$ ). Im ersten Studiendurchgang konnten im Vergleich zur Alginatabformung höhere Winkelabweichungen für den CS 3600 (*ohne Bogen*:  $0,72 \pm 0,26^\circ$ ), den i500 (*ohne Bogen*:  $0,46 \pm 0,29^\circ$ ) und den Emerald S (*ohne Bogen*:  $0,60 \pm 0,28^\circ$ ) festgestellt werden.



Durch den Vergleich der einzelnen Intraoralscanner untereinander war festzustellen, dass der CS 3600 zum einen die niedrigste, zum anderen auch die höchste Übertragungsgenauigkeit im Vergleich zur Alginatabformung aufwies (*ohne Brackets*:  $0,72 \pm 0,26^\circ$ , *Keramikbrackets*:  $0,06 \pm 0,07^\circ$ ). Grundsätzlich zeigten die Ergebnisse für alle Scanner eine beständige Zunahme der Genauigkeit vom ersten zum dritten Studiendurchgang. Die Werte in den Studiendurchgängen vier und fünf lagen für den jeweiligen Scanner mal höher und mal niedriger, im Vergleich zum Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen.

Tabelle 4:20 Absolute Abweichungen zum Winkel 5 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^\circ$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$0,72 \pm 0,26$	$0,36 \pm 0,43$	$0,17 \pm 0,12$	$0,06 \pm 0,07$	$0,17 \pm 0,12$
<i>Primescan</i>	$0,39 \pm 0,26$	$0,39 \pm 0,45$	$0,21 \pm 0,14$	$0,22 \pm 0,10$	$0,24 \pm 0,09$
<i>Trios 4</i>	$0,34 \pm 0,36$	$0,30 \pm 0,45$	$0,12 \pm 0,12$	$0,19 \pm 0,15$	$0,18 \pm 0,11$
<i>i500</i>	$0,46 \pm 0,29$	$0,46 \pm 0,56$	$0,38 \pm 0,23$	$0,26 \pm 0,14$	$0,29 \pm 0,11$
<i>Emerald S</i>	$0,60 \pm 0,28$	$0,40 \pm 0,45$	$0,25 \pm 0,08$	$0,34 \pm 0,12$	$0,43 \pm 0,13$
<i>Alginat</i>	$0,41 \pm 0,25$	$1,10 \pm 0,96$	$1,23 \pm 0,93$	$0,99 \pm 0,74$	$2,17 \pm 2,62$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,028</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

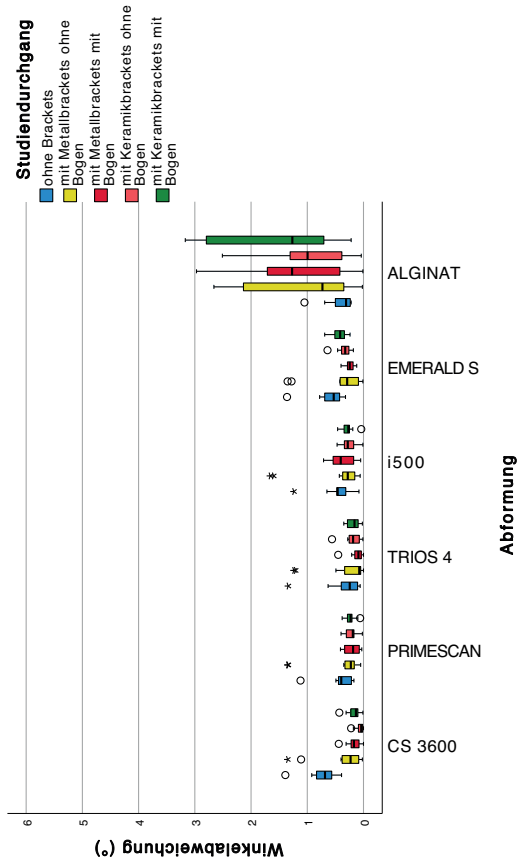
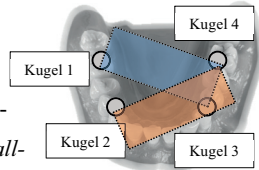


Abb. 4:13 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 5

### 4.3.6 Winkel 6 ( $E3\_E4 = 0^\circ$ )

Die Genauigkeit der Alginatabformung war in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen am niedrigsten (*Metallbrackets mit Bogen*:  $0,64 \pm 0,48^\circ$ , *Keramikbrackets mit Bogen*:  $1,12 \pm 1,34^\circ$ ). Die höchste Genauigkeit wurde im ersten Studiendurchgang erzielt (*ohne Brackets*:  $0,21 \pm 0,13^\circ$ ), gefolgt von den Studiendurchgängen vier (*Keramikbrackets*:  $0,51 \pm 0,38^\circ$ ) und zwei (*Metallbrackets*:  $0,57 \pm 0,50^\circ$ ).



Im Gegensatz zu den Studiendurchgängen ohne Brackets und denen mit Metallbrackets, wiesen die Werte aller Intraoralscanner in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen und im Studiendurchgang mit Keramikbrackets die niedrigsten Abweichungen zur Referenz auf. Besonders auffällig sind, mit Ausnahme des *i500* im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen, die geringen Standardabweichungen der übrigen Scanner in den Studiendurchgängen drei, vier und fünf (Bereich:  $0,04$  bis  $0,07^\circ$ ). Die Mittelwerte liegen zwischen  $0,06$  und  $0,22^\circ$ .

Tabelle 4:21 Absolute Abweichungen zum Winkel 6 [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung ( $^\circ$ )]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metallbrackets</i>	<i>Metallbrackets mit Bogen</i>	<i>Keramikbrackets</i>	<i>Keramikbrackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	$0,38 \pm 0,13$	$0,19 \pm 0,22$	$0,10 \pm 0,07$	$0,03 \pm 0,04$	$0,08 \pm 0,06$
<i>Primescan</i>	$0,20 \pm 0,13$	$0,20 \pm 0,23$	$0,11 \pm 0,07$	$0,12 \pm 0,05$	$0,12 \pm 0,05$
<i>Trios 4</i>	$0,17 \pm 0,18$	$0,15 \pm 0,23$	$0,06 \pm 0,06$	$0,10 \pm 0,08$	$0,09 \pm 0,06$
<i>i500</i>	$0,24 \pm 0,15$	$0,25 \pm 0,29$	$0,19 \pm 0,12$	$0,14 \pm 0,07$	$0,15 \pm 0,06$
<i>Emerald S</i>	$0,31 \pm 0,14$	$0,21 \pm 0,23$	$0,13 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,06$	$0,22 \pm 0,07$
<i>Alginat</i>	$0,21 \pm 0,13$	$0,57 \pm 0,50$	$0,64 \pm 0,48$	$0,51 \pm 0,38$	$1,12 \pm 1,34$
<b><i>p-Werte</i></b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,028</b>	<b>0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

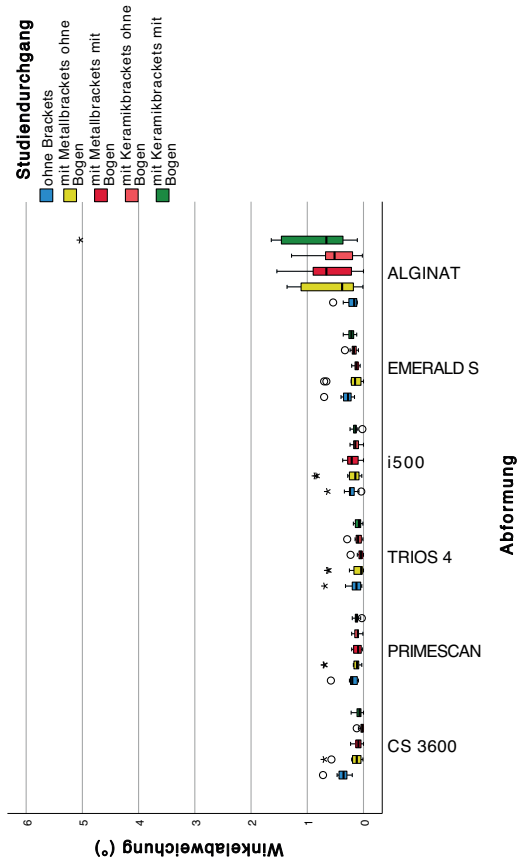


Abb. 4:14 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 6

## 4.4 Zeiterfassung

Die Ergebnisse werden zunächst in tabellarischer Form dargestellt. Dabei kann eine vergleichende Aussage über die jeweils benötigte Zeit für die einzelnen Scanvorgänge mittels verschiedener Intraoralscanner zur Alginatabformung sowie der Modellherstellung für jeden Studiendurchgang getroffen werden. Die Werte in der Zeile „Alginat & Modell“ stellen die Summe aus der benötigten Zeit für die Alginatabformung und die Modellherstellung (ohne die Abbindezeit des Gipses) dar. Sowohl die Mittelwerte als auch die Standardabweichungen sind in Sekunden (s) angegeben. (Tabelle 4:22)

Tabelle 4:22 Zeiterfassung der jeweiligen Abformmethode [Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (s)]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall- brackets</i>	<i>Metall- brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik- brackets</i>	<i>Keramik- brackets mit Bogen</i>	<b>p-Werte</b>
<i>CS 3600</i>	196 $\pm$ 15	222 $\pm$ 13	210 $\pm$ 8	234 $\pm$ 12	225 $\pm$ 6	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Primescan</i>	92 $\pm$ 6	110 $\pm$ 10	93 $\pm$ 5	115 $\pm$ 8	104 $\pm$ 4	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Trios 4</i>	131 $\pm$ 10	148 $\pm$ 7	148 $\pm$ 5	158 $\pm$ 4	147 $\pm$ 3	<b>&lt; 0,001</b>
<i>i500</i>	222 $\pm$ 16	253 $\pm$ 8	220 $\pm$ 4	258 $\pm$ 7	225 $\pm$ 5	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Emerald S</i>	176 $\pm$ 18	195 $\pm$ 8	196 $\pm$ 6	204 $\pm$ 8	198 $\pm$ 6	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Alginat</i>	100 $\pm$ 3	114 $\pm$ 5	116 $\pm$ 3	117 $\pm$ 3	117 $\pm$ 2	<b>&lt; 0,001</b>
<i>Alginat &amp; Modell</i>	224 $\pm$ 11	237 $\pm$ 5	237 $\pm$ 3	236 $\pm$ 4	238 $\pm$ 2	<b>&lt; 0,001</b>
<b>p-Werte</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	

Verallgemeinernd konnte festgehalten werden, dass die benötigte Zeit für die Abformung durch den *Primescan* sowohl beim Vergleich der Intraoralscanner untereinander als auch beim Vergleich mit der Alginatabformung am geringsten war (Bereich: 92  $\pm$  6 bis 115  $\pm$  8 s). Die Werte der übrigen Scanner (Bereich: 131  $\pm$  10 bis 258  $\pm$  7 s) lagen deutlich über denen der Alginatabformung (Bereich: 100  $\pm$  3 bis 117  $\pm$  3 s). Die meiste Zeit für die Abformung benötigte der *i500* (Bereich: 220  $\pm$  4 bis 258  $\pm$  7).

Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass das Studienmodell durch die digitale Erfassung der verschiedenen Scanner unmittelbar am Monitor visualisiert wurde, mussten die Werte der digitalen Abformmethode in Relation zur Summe der benötigten Zeit für die Alginatabformung und der anschließenden Modellherstellung gesetzt werden. Folglich zeigte sich in der Gesamtbetrachtung, dass die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen aller Intraoralscanner, mit Ausnahme von zwei Studiendurchgängen (*Metallbrackets* und *Keramikbrackets*, jeweils *ohne Bogen*), im Vergleich zur Alginatabformung und Modellherstellung (Bereich:  $224 \pm 11$  bis  $238 \pm 2$  s) kleiner ausfielen.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse gaben Aufschluss darüber, dass signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) innerhalb der Studiendurchgänge zwischen den verschiedenen Abformmethoden vorlagen.

Zieht man einen Vergleich der digitalen Abformmethode und der Alginatabformung in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge, so legten die Zahlenwerte offen, dass bei allen Abformmethoden, mit Ausnahme des *i500*, der Studiendurchgang ohne Brackets am wenigsten Zeit in Anspruch nahm. Der niedrigste Wert des *i500* wurde im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen erzielt (*Metallbrackets mit Bogen*:  $220 \pm 4$  s).

Dem *Primescan*, dem *Trios 4* und dem *i500* war gemein, dass die meiste Zeit für die Abformung bei Vorliegen von Metall- und Keramikbrackets ohne Bogen benötigt wurde. Diese Gemeinsamkeit war bei den Scannern *CS 3600* und *Emerald S* beim Vorliegen von Keramikbrackets und Keramikbrackets mit Bogen zu sehen.

In Übereinstimmung mit den vorgenannten statistischen Ergebnissen konnte ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) der jeweiligen Abformmethode in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge festgestellt werden.

Das nachstehende Boxplot-Diagramm (siehe Abbildung 4:15) zeigt den zeitlichen Zusammenhang der jeweiligen Abformmethode in Bezug zum jeweiligen Studiendurchgang. Die Kreise stellen Ausreißer dar, die Sternchen beschreiben Extremwerte.

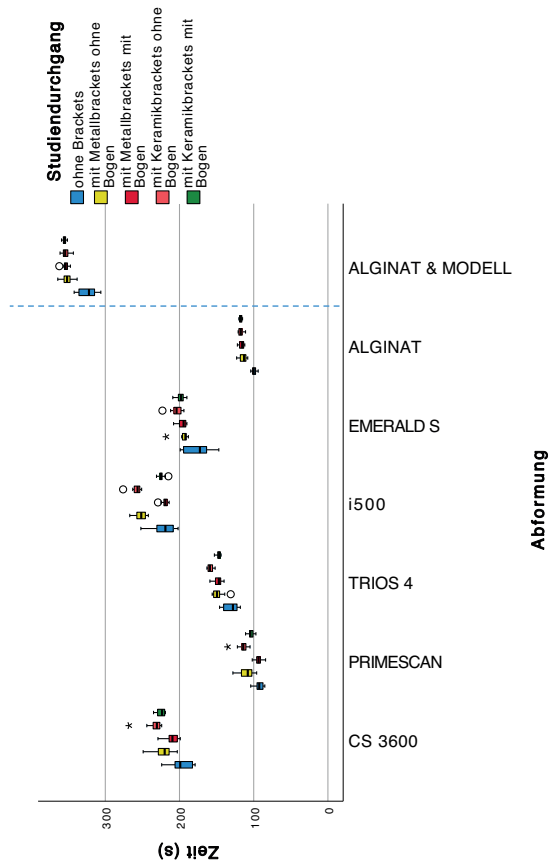


Abb. 4:15 Boxplot-Diagramm - Zeiterfassung der Abformmethoden

## 4.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bezogen auf die linearen Distanz- und Winkelmessungen kann festgehalten werden, dass ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) innerhalb der Studiendurchgänge zwischen den verschiedenen Abformmethoden vorlag. Eine Ausnahme stellte die lineare Distanz 2 (1\_2) dar. Hier konnte kein signifikanter Unterschied innerhalb des Studiendurchganges ohne Brackets zwischen den verschiedenen Abformmethoden festgestellt werden (*ohne Brackets*:  $p = 0,102$ ). Ebenso bestand ein signifikanter Unterschied innerhalb der jeweiligen Abformmethode in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge. Vor diesem Hintergrund ist die erste Nullhypothese, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen der Alginatabformung und der digitalen Abformung bezogen auf die Strecken- und Winkelmessung gäbe, zu verwerfen.

Des Weiteren konnte zwischen der Alginatabformung und der digitalen Abformung unter gleichen Bedingungen ein signifikanter Unterschied bezüglich der benötigten Zeit ermittelt werden. Die eingangs aufgestellte Nullhypothese, dass es im Hinblick auf den Zeitaufwand keinen Unterschied zwischen der digitalen Erfassung der Mundsituation und der direkten Visualisierung am Monitor im Vergleich zur Alginatabformung und der im Anschluss stattfindenden Modellherstellung gäbe, ist in gleichem Maße abzulehnen.

In einer abschließenden Betrachtung der vorgenannten Ergebnisse lässt sich hinsichtlich der Distanz- und Winkelmessungen zusammenfassen, dass zum einen die höchste Übertragungsgenauigkeit innerhalb eines Quadranten (Distanz 1 (1\_2) / Distanz 6 (3\_4); Winkel 1 (E1\_E2) / Winkel 6 (E3\_4)) vorlag. Zum anderen bestand die niedrigste Genauigkeit hinsichtlich des Intermolarabstands (Distanz 3 (1\_4) / Winkel 3 (E1\_E4)). Dieser Sachverhalt galt sowohl für die Alginatabformung als auch für jeden der fünf Intraoralscanner.

Bezogen auf die gepoolten linearen Distanzabweichungen war der Alginatabformung, dem *Trios 4* und dem *i500* gemein, dass die größten Abweichungen in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen vorlagen. In den Studiendurchgängen mit Brackets sowie in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen lagen für den *Primescan*, dem *CS 3600* und dem *Emerald S* mal kleinere, mal größere Abweichungen vor.

Die kleinsten Abweichungen für die Alginatabformung, bezogen auf die gepoolten Winkelabweichungen, waren im Studiendurchgang ohne Brackets gegeben. Die größten Abweichungen bestanden abermals in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen. Dem konnten die deutlich besseren Ergebnisse der Intraoralscanner entgegengehalten werden.

Während im ersten Studiendurchgang ohne Brackets die Abweichung für jeden Scanner am höchsten war, nahm die Genauigkeit mit jedem weiteren Studiendurchgang zu. Das Maximum der Übertragungsgenauigkeit vom *CS 3600* und dem *i500* wurde im Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen erreicht, dass des *Emerald S* und des *Trios 4* im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen. Der *Primescan* erreichte die höchste Genauigkeit im Studiendurchgang mit Keramikbrackets.

Unter Berücksichtigung des zeitlichen Aspekts lässt sich sagen, dass der Zeitaufwand für das vollständige Abformen des Studienmodells für alle Abformmethoden im ersten Studiendurchgang ohne Brackets am geringsten war. Eine Ausnahme bildete der *i500*. Die benötigte Zeit für die Alginatabformung unterschied sich in den Studiendurchgängen mit Brackets ohne bzw. mit Bogen kaum voneinander. Innerhalb der Intraoralscanner lagen die höchsten Werte in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen vor.

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methode

#### 5.1.1 Studienmodell

In der vorliegenden In-vitro-Untersuchung wurde ein Vergleich zwischen der Alginatabformung mit anschließender Modellherstellung mit Superhartgips Typ IV und der digitalen Modellherstellung durch fünf Intraoralscanner bei Vorliegen einer metallischen bzw. einer keramischen Multibracket-Apparatur ohne und mit Bogen gezogen. In Anlehnung an die Methodik anderer In-vitro-Studien<sup>35, 36, 53, 68, 74, 107, 130, 135</sup> wurden die Laborversuche unter Zuhilfenahme eines Studienmodells durchgeführt.

Im Gegensatz zu den vorgenannten In-vitro-Studien wurde das in Kapitel 3.2 beschriebene Studienmodell eigens für die hier vorgenommenen Versuche, unter Berücksichtigung der anatomischen Kriterien eines Unterkiefers, hergestellt. Als Modellbasis wurde das Unterkiefermodell von Frasaco gewählt. Durch die entsprechende Modellrückplatte bestand die Möglichkeit, das Studienmodell in einem an den Behandlungsstuhl befestigten Phantomkopf einzuschrauben. Daher war es möglich, sich trotz In-vitro-Setting einer realen Behandlungssituation am Patienten anzunähern.

Anstelle der Verwendung einer für das Modell erhältlichen Gingivamaske und dem Verzicht auf in das Modell eingeschraubte Kunststoffzähne wurden natürliche Zähne radikal in Kunststoff gefasst und das Vestibulum nahezu anatomisch rekonstruiert. Aus verfahrenstechnischen Gründen war es nicht möglich, die Eigenbeweglichkeit von natürlichen Zähnen im menschlichen Zahnbogen<sup>70</sup> bei der Modellherstellung nachzustellen. Die anatomischen Gegebenheiten konnten daher nur begrenzt auf das Studienmodell übertragen werden und entsprachen somit nicht vollständig der klinischen intraoralen Situation. Die starre Verbindung zwischen den natürlichen Zähnen und der angrenzenden rekonstruierten Gingiva erwies sich allerdings als vorteilhaft. Durch die feste Verbindung von Zahn und Gingiva konnte sichergestellt werden, dass das Modell in jedem Studiendurchgang auch nach mehrmaliger digitaler sowie konventioneller Abformung im Ursprungszustand verblieb.

Die Verwendung von natürlich extrahierten Zähnen ist innerhalb der aktuellen Forschung ein Novum und kann daher als Alleinstellungsmerkmal dieser Studie angesehen werden. Die Verwendung natürlicher Zähne gründete auf der Tatsache, dass mehrere Autoren den Einfluss verschiedener Materialien des Studienmodells auf die Genauigkeit der Scans diskutiert haben.<sup>35, 36, 53, 74, 139</sup> In In-vitro-Studien sind sowohl die Studienmodelle als auch die darin befindlichen Zähne entweder aus Epoxidharz<sup>74</sup>, aus Polyurethan<sup>53</sup>, aus Edelstahl<sup>35</sup> oder aus Poly(meth)acrylate (PMMA)<sup>68, 107, 130, 135</sup> gefertigt.

An dieser Stelle muss aber betont werden, dass im Unterschied zu PMMA (Lichtbrechungsindex von 1,49<sup>4</sup>) gesunder Zahnschmelz einen Lichtbrechungsindex von 1,62<sup>99</sup> aufweist. Die Verwendung von natürlichen, gesunden Zähnen sollte einer möglichen Verfälschung der Ergebnisse entgegenwirken und die klinische Behandlungssituation originalgetreuer darstellen, als durch den Gebrauch von herkömmlichen Modell-Kunststoffzähnen.

In dem Bewusstsein, dass eine In-vitro-Studie die klinische Situation nur bedingt wiedergeben kann, wurde der Vorteil in der standardisierten Durchführung der Versuche gesehen. Klinische Aspekte wie Bewegungen des Patienten, Speichelfluss, besondere intra-orale anatomische Strukturen oder die Lage der Zunge, konnten aufgrund des Settings vernachlässigt werden.<sup>42, 56</sup> Auf diese Weise konnten die Unterschiede in der Verwendung verschiedener Bracket-Materialien und die Unterschiede in der Anwendung verschiedener Abformmethoden deutlicher gemacht werden.

### 5.1.2 Positionierungsplatte als unabhängige Referenz

Um mögliche Dimensionsänderungen bei einer Ganzkieferabformung aufzeichnen zu können, wurden – analog zu *Kuhr et al.*<sup>80</sup> – vier Referenzpunkte in Form von Metallkugeln vor der Alginatabformung und der Digitalisierung durch die Intraoralscanner auf die Zahnreihen des Studienmodells platziert und mit fließfähigem Komposit fixiert.

Die von *Kuhr et al.*<sup>80</sup> entwickelte Positionierungsplatte aus Metall, in welcher die Kugeln magnetisch gesichert wurden, machte eine reproduzierbare gleiche Platzierung der Kugeln in jedem Studiendurchgang möglich, und konnte zudem als ergebnissichernde Referenz für die Kugelpositionen verwendet werden. So konnte nicht nur die Vergleichbarkeit der Studiendurchgänge untereinander, sondern auch die Vergleichbarkeit der verschiedenen Abformmethoden sichergestellt werden. Die Verwendbarkeit und Reliabilität dieser Methode wurde in einer klinischen Studie von *Schmidt et al.*<sup>128</sup> bestätigt und als praxistauglich anerkannt. Bisher wurden in der Literatur, die das zusätzliche Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur berücksichtigt, morphologische Referenzpunkte zuvor bestimmter Zähne für die Vermessung verwendet oder verschiedene Aufnahmen in Form einer Best-fit-Methode überlagert.<sup>68, 71, 74, 107, 130, 135</sup>

Grundvoraussetzung für die Verwendung der Positionierungsplatte als unabhängige Referenz war die immer gleiche Fixierung der Kugeln auf der Zahnoberfläche. Vor diesem Hintergrund musste in Vorversuchen die Reliabilität des Klebevorgangs mit fließfähigem Komposit unter Laborbedingungen getestet werden (siehe Kapitel 3.4.5). Die niedrigste Abweichung konnte für die lineare Distanz 1 (1\_2) mit  $3 \pm 3 \mu\text{m}$  festgestellt werden. Die höchste Abweichung wies die lineare Distanz 4 (2\_3) mit  $17 \pm 10 \mu\text{m}$  auf. Diese lag somit teilweise über den gemessenen Abweichungen der untersuchten Abformverfahren. Folglich war nicht ersichtlich, ob Abweichungen von  $\leq 17 \pm 10 \mu\text{m}$  entweder auf Ungenauigkeiten der verschiedenen „Abformmethoden“ zurückzuführen waren oder diese durch die Befestigung mittels Komposit hervorgerufen wurden.

Auch wenn in der Kieferorthopädie die Notwendigkeit einer vollständigen Erfassung von Hart- und Weichgewebsstrukturen besteht, war anzunehmen, dass Abweichungen über den gesamten Zahnbogen von Werten von  $\leq 17 \pm 10 \mu\text{m}$  keine klinische Relevanz besitzen.

Grundsätzlich hätte man einen anderen methodischen Ansatz wählen können, um mögliche Dimensionsänderungen bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur aufzuzeigen. In einigen In-vitro-Studien wurden Metallzylinder beziehungsweise präparierte Metallzähne<sup>104, 125</sup> als Referenzkörper verwendet. In anderen In-vitro-Studien wurden in das Modell inserierte Abformpfosten für Implantate<sup>47, 49, 140</sup> verwendet. Es bestand die Möglichkeit Abstände zwischen den Referenzkörpern zu messen und somit die linearen Abweichungen zur Referenz zu ermitteln. Ebenso hätte man das Verfahren von *Park et al.*<sup>107</sup> und *Song et al.*<sup>135</sup> übernehmen können. Diese definierten anatomische Merkmale von Zähnen als Referenzpunkte und ermittelten die Distanzen zwischen diesen Punkten mit einem Messtaster. Das Messverfahren gilt als ein lang bewährtes Verfahren in der kieferorthopädischen Diagnostik.<sup>153</sup>

Die Platzierung von Messkugeln als Referenzkörper unter Zuhilfenahme einer Positionierungsplatte bot im Vergleich zu den vorgenannten Methoden den Vorzug einer einfachen Handhabung. Zudem wurde die Anwendbarkeit von Kugeln als geeignete Referenz sowohl in der Studie von *Vogel et al.*<sup>142</sup> als auch in der Studie von *Kwon et al.*<sup>82</sup> unter Beweis gestellt. Da die verwendeten Messkugeln eine definierte geometrische Form aufwiesen, war es möglich, mithilfe der in den Kapiteln 3.4.6.1 und 3.4.6.2 beschriebenen Analysesoftware Mittelpunkte der digitalisierten Messkugeln zu bestimmen und im Weiteren die Distanzen zwischen diesen zu messen. Aufgrund der computergestützten Modellanalyse konnten mögliche Fehlleistungen durch die Verwendung eines Messschiebers ausgeschlossen werden.

Des Weiteren bestand die Möglichkeit anhand der vier Kugelmittelpunkte Ebenen zu konstruieren und nachfolgend verschiedene Winkel zwischen den Ebenen zu bestimmen. Mithilfe der „Normalen“ der Ebenen konnten diese Winkel berechnet werden (siehe Kapitel 3.4.3.2). Die Zuhilfenahme von geometrisch hilfreichen Orientierungspunkten fand auch in den Studien von *Iturrate et al.*<sup>64</sup>, *Fukazawa et al.*<sup>44</sup> und *Güth et al.*<sup>53</sup> Anklang. Eine mögliche Dimensionsänderung konnte so in der vorliegenden Studie nicht nur in horizontaler, sondern auch in vertikaler Richtung ermittelt werden.

Im Unterschied zu *Güth et al.*<sup>53</sup> war es allerdings nicht möglich, die genaue Richtung der Abweichung in einem dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Das von diesen Autoren verwendete Versuchsmodell wurde um einen Metallsteg erweitert, der im hinteren Bereich die Quadranten miteinander verband. Die Abtastung des Steges durch den Messtaster einer Koordinatenmessmaschine machte es möglich, jedem Tastpunkt je einen individuellen X-, Y- und Z-Wert zuzuordnen. Anhand der Summe der Tastpunkte konnte ein Koordinatensystem generiert werden, durch das jedes digitalisierte Modell immer exakt gleich ausgerichtet werden konnte. Folglich bestand die Option, Aussagen über die Richtung zu treffen, in welche sich ein möglicher Scanfehler auswirkt.

### 5.1.3 Digitale Abformung

Die Digitalisierung des Studienmodells erfolgte unter Zuhilfenahme der in Kapitel 1.2.2 beschriebenen optischen Intraoralscanner. Den Scansystemen von Carestream Dental, Medit, Planmeca und 3Shape liegt das Aufnahmeprinzip der Triangulation, beziehungsweise der konfokalen Mikroskopie zugrunde. Die Auswahl der Intraoralscanner repräsentiert die zurzeit auf dem dentalen Markt aktuellen digitalen Aufnahmeverfahren.<sup>88, 98, 152, 155</sup> Lediglich der *Primescan* der Firma Dentsply Sirona arbeitet mit einem neuen Aufnahmeprinzip, das der *Optischen Hochfrequenz Kontrastanalyse*.<sup>133</sup>

Zu Beginn der Versuchsreihe wurde den Scansystemen die aktuelle Software aufgespielt. Da in verschiedenen Studien die Möglichkeit der Beeinflussung der Dimensionstreu in der Verwendung verschiedener Hard- und Softwarekomponenten diskutiert wird<sup>36, 54, 128</sup>, wurden die Intraoralscanner während der Durchführung der Laborversuche keinem Software-Update unterzogen.

Den in der vorliegenden Studie verwendeten Scannern ist gemein, dass das Auftragen eines Puders laut Herstellerangaben nicht angeraten wird. Aus diesem Grund wurde die Reihenfolge der Verwendung der Intraoralscanner in allen fünf Studiendurchgängen nach dem Zufallsprinzip im Vorfeld der vorliegenden In-vitro-Studie festgelegt. Wäre das Bepudern der Zähne vor dem Digitalisieren für einen der verwendeten Intraoralscanner vom Hersteller empfohlen worden, so hätte darauf geachtet werden müssen, dass der entsprechende Intraoralscanner in den verschiedenen Studiendurchgängen als letztes verwendet würde. Andernfalls hätte eine Verfälschung der Ergebnisse der restlichen Scanner durch das Vorhandensein von Puder in Betracht gezogen werden müssen.

Sowohl *Müller et al.*<sup>102</sup> als auch *Ender et al.*<sup>38</sup> untersuchten in einer In-vitro-Studie den Einfluss des Scanpfades auf die Genauigkeit von digitalen Ganzkieferabformungen. Wenn zuerst die okklusale-palatinale Fläche und nachfolgend die vestibuläre Zahnfläche gescannt wurde, war die höchste Übertragungsgenauigkeit zu verzeichnen. Vor diesem Hintergrund erfolgte die digitale Erfassung des Unterkiefermodells für jeden Scanner unter der Verwendung des gleichen Scanpfades (siehe Kapitel 3.4.1.2). Die standardisierte Durchführung sollte zudem eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse der Scanner ermöglichen.

Während der Digitalisierung des Studienmodells in den verschiedenen Studiendurchgängen wurde zum einen das Licht an der Behandlungseinheit, zum anderen die Deckenbeleuchtung des Behandlungszimmers ausgeschaltet. Das einfallende Licht der Beleuchtung wäre auf der glatten Oberfläche des Studienmodells reflektiert worden. Dies hätte möglicherweise zur Folge gehabt, dass der von dem Scanner erzeugte Lichtstrahl mit einer höheren Intensität zurückgesendet wird. Dadurch hätte das Scansystem die Position des Bildpunktes in einem dreidimensionalen Raum nicht mehr berechnen können<sup>14</sup> (siehe Kapitel 1.2.3). Die in den Laborversuchen eingestellte Raumhelligkeit zwischen 500 und 1000 Lux orientierte sich an der Studie von *Arakida et al.*<sup>8</sup> und der von *Revilla-Leon et al.*<sup>120</sup>. Der möglichen fehlerhaften Berechnung von Punkten im Raum durch die Scansysteme, sollte so entgegengewirkt werden.

Grundsätzlich wurde bei der Verwendung des jeweiligen Intraoralscanners darauf geachtet, dass die Scanspitze unter Einhaltung eines korrekten Abstandes von ca. 1 cm zur Zahnreihe sowie ohne Pausieren geführt wurde. Gleichermaßen erfolgte die digitale Erfassung des Unterkiefermodells für jeden Scanner unter der Verwendung des gleichen Scanfades. Dieses wurde zuvor in mehreren Übungsstunden trainiert.

Für die anschließende Analyse der digitalisierten Modelle war es zwingend notwendig, dass mindestens mehr als die Hälfte der auf der Zahnreihe fixierten Messkugeln erfasst wurden. War das Ergebnis nach dem visuellen Abgleich des digital erzeugten Bildes am Monitor, dass Unterkieferabschnitte nicht korrekt oder nur teilweise erfasst wurden, wurde der unvollständige Scan durch Nachscannen korrigiert. Besonders der *CS 3600*, der *Emerald S* und der *i500* zeigten Schwierigkeiten bei der Erfassung der metallischen Oberflächen der Messkugeln, der Metallbrackets sowie des zusätzlich eingelegten Metallbogens. Häufig musste der Scan korrigiert werden, was mit einer längeren Scanzeit einherging. Gegenteiliges war für die Scanner *Primescan* und *Trios 4* festzustellen. Zwar blieben Schwierigkeiten bei der Erkennung von metallischen Oberflächen nicht aus, diese waren allerdings auf ein Minimum begrenzt. Möglicherweise wäre das Auftragen eines Puders auf die metallischen Anteile von Vorteil gewesen, um diesem Problem Abhilfe zu verschaffen. Da die Verwendung von Puder allerdings von allen Herstellern nicht empfohlen wird, wurde darauf verzichtet.

Das Scannen der Messkugeln im Frontzahnbereich war während des Scanvorgangs mit dem jeweiligen Intraoralscanner von allen Seiten möglich und stellte kein Problem dar. Das Digitalisieren der distalen Bereiche der Messkugeln im hinteren Bereich des Zahnbogens war jedoch – aufgrund des mangelnden Platzangebotes – besonders beschwerlich. Die geringe Distanz zwischen Zahnbogen und der Phantommaske – im klinischen Alltag gegeben durch den eingeschränkten Raum im Bereich des hinteren Zahnbogens zur Wange hin – setzte ein stärkeres Abknicken des Scanner-Handstücks voraus. Aufgrund der Größe des Handstücks der *Primescan* war die Erfassung der distalen Bereiche der Messkugeln mit diesem Scanner besonders schwierig.

#### 5.1.4 Konventionelle Abformung

Das Einbringen eines mit Abformmaterial beschickten Löffels in den Mund der Patienten/-innen ist das in der kieferorthopädischen Praxis etablierte Standardverfahren<sup>20, 103, 127</sup>, um eine möglichst detail- und dimensionsgetreue Negativform der Hart- und Weichgewebsstrukturen zu erhalten. Die genannte Abformmethode wurde daher in der vorliegenden Studie zum Vergleich mit der digitalen Abformung herangezogen.

Während *Kuhr et al.*<sup>80</sup> für die konventionelle Abformung das in der restaurativ tätigen Praxis weit verbreitete Präzisionsabformmaterial *Impregum Penta Soft* verwendeten, wurden in der Studie von *Schmidt et al.*<sup>128</sup> die Abformungen an Patienten unter der Verwendung von *Impregum Penta Soft Quick* durchgeführt. Die Autoren sahen in diesem Präzisionsabformmaterial den zusätzlichen Vorteil eines schnelleren Abbindens des Materials im Mund des Patienten. Die herausragenden Materialeigenschaften, wie die hohe Dimensionsstabilität, die Reißfestigkeit und die hohe Detailwiedergabe sind kennzeichnend für dieses Material<sup>55</sup> und wurden in einigen vorangegangenen Studien unter Beweis gestellt.<sup>61, 104, 143</sup>

Trotz der bekannten Vorteile der genannten Präzisionsabformmaterialien wurde für die Durchführung der vorliegenden Studie das Abformmaterial Alginat (*Cavex Orthotrace*, Cavex Holland, CJ Haarlem, Niederlande) benutzt, da sich der Abformwerkstoff als das üblicherweise in der täglichen kieferorthopädischen Praxis verwendete Material etabliert hat.<sup>20, 30, 43, 95, 103</sup> Des Weiteren war es mit Alginat möglich – dank dessen materialcharakteristischen Eigenschaften, wie des hohen Elastizitätsvermögens<sup>26, 50</sup> – Ganzkieferabformungen bei Vorliegen einer festsitzenden Multibracket-Apparatur vorzunehmen. Die hohe Endhärte und Stabilität der vorgenannten Präzisionsabformmaterialien, hätten eine vollständige Entnahme der Abformung durch die von den Brackets hervorgerufenen Unterschnitte deutlich erschwert, vielleicht sogar verunmöglicht. Zu guter Letzt konnte sowohl die Verwendbarkeit als auch die Kompatibilität des Alginats mit der angewandten Methode in Vorversuchen nachgewiesen werden.

Eine Standardisierung der Alginatabformungen konnte zum einen durch das automatisierte Anmischen des bei Raumtemperatur gelagerten Pulvers mit Wasser ermöglicht werden und sollte so eine gleichbleibend qualitativ hohe Güte der Abformmasse garantieren. Die positiven Auswirkungen des maschinellen Anmischens auf die materialcharakteristischen Eigenschaften der Abformmasse Alginat wurden sowohl in der Studie von *Mausbach et al.*<sup>95</sup> als auch in der Studie von *Frey et al.*<sup>43</sup> in Laborversuchen nachgewiesen. Darüber hinaus wurde ein zuvor passend für das Studienmodell ausgesuchter konfektionierter, perforierter Abformlöffel für jede der 60 vorgenommenen Abformungen verwendet, um die Vergleichbarkeit der Abformungen zu gewährleisten. Zudem sollte ein negativer Einfluss auf das Abformergebnis durch die Verwendung eines nicht geeigneten Abformlöffels<sup>116, 122, 145</sup> ausgeschlossen werden.

Eine sich der konventionellen Alginatabformung am Patienten anschließende Desinfektion des Abdrucks gilt als ein unverzichtbares Vorgehen, um die Keimfreiheit späterer im Dentallabor gefertigten Arbeits- und Studienmodelle zu ermöglichen. Zum einen besteht die Möglichkeit, die Abformung mit Desinfektionsmittel einzusprühen, zum anderen kann diese in ein Desinfektionsbad eingelegt werden. Im Fokus der Überlegungen einiger Autoren stand deshalb eine mögliche Beeinflussung der Dimensionstreu von Alginatabdrücken durch eine Desinfektionslösung und deren Einflüsse auf die sich anschließende Modellherstellung mit Gips.<sup>59, 60, 65, 136</sup> *Jagger et al.*<sup>106</sup> stellten in Laborversuchen fest, dass die Dimensionstreu der Alginatabformung durch die Benutzung einer 2 %igen Kaliumperoxomonosulfat-Lösung (*Perform-ID*) deutlich zum Negativen hin beeinflusst wird. Wurde die Abformung für zehn Minuten in eine Natriumdichlorisocyanurat-Lösung (*Haz-taps*) oder in eine Glutaraldehyd-Lösung (*MD520*) eingelegt, konnten im Vergleich zur Kaliumperoxomonosulfat-Lösung geringere Änderungen der Dimensionen festgestellt werden. Das Besprühen der Abformung mit Isopropylalkohol und eine anschließende 15-minütigen Einwirkzeit wirkten sich am deutlichsten auf die Dimensionstreu aus und wurde von den Autoren als klinisch nicht akzeptabel eingeschätzt. *Iwasaki et al.*<sup>65</sup> konnten nachweisen, dass die Oberflächenbeschaffenheit von Gipsmodellen durch die Verwendung von 0,55 %iger Ortho-phthaldehyd-Lösung schon nach einer Minute maßgeblich beeinflusst wird. Die Verwendung von einer 0,5 %igen Natriumhypochlorid-Lösung nach einer zehnminütigen Einwirkung zeigte keinerlei Auswirkungen auf das Gipsmodell.

Aufgrund des Studiendesigns war die Desinfektion der Abformungen jedoch nicht notwendig, sodass sie als möglicher einflussnehmender Faktor auf die Dimensionstreuung von Alginatabformungen vernachlässigt werden konnte. Gleichwohl sollte in Nachfolgeuntersuchungen, die unter klinischen Bedingungen durchgeführt werden, dieser Aspekt Berücksichtigung finden.

### 5.1.5 Modellherstellung

Um eine konsequente Standardisierung der Arbeitskette zu gewährleisten, erfolgte die Überführung in ein positives Modell durch das Ausgießen der Negativform mit Superhartgips Typ IV unmittelbar nach der Abformung des Studienmodells.

Aufgrund der materialcharakteristischen Eigenschaften, wie der hohen Detailwiedergabe und der geringen Abbinde-Expansion von maximal 0,15 %, wurde der Typ IV Gips für die Modellherstellung gewählt. Alternativ hätte die Möglichkeit bestanden, die Modelle aus Epoxidharz herzustellen. *Duke et al.*<sup>33</sup> konnten diesem Werkstoff eine höhere Endhärte sowie eine höhere Zeichnungsschärfe nachweisen und sprachen sich für die Verwendung als Stumpf-Material aus. Die Polymerisationsschrumpfung verursacht allerdings kleinere Modelle im Vergleich zum Original.<sup>39</sup> Die Verwendung von Gips, als geeigneter Werkstoff für die Herstellung von Arbeits-, Studien-, Rekonstruktions- und Gegenkiefermodellen, gilt deshalb nach wie vor als Goldstandard, sowohl in der kieferorthopädischen Praxis als auch im zahntechnischen Labor.<sup>33, 114</sup> Vor diesem Hintergrund war die Verwendung von Gips in der vorliegenden Studie repräsentativer.

Um für jedes Gipsmodell das richtige Mischungsverhältnis zu garantieren, erfolgte die Dosierung von Gipspulver und Wasser nach Herstellerangaben per Hand, unter Zuhilfenahme einer Waage und eines Messbechers. Hierbei wäre eine automatisierte Dosierung von Vorteil gewesen, um mögliche, durch den Menschen verursachte Fehlleistungen ausschließen zu können. Unstimmigkeiten in dieser Phase können einen großen Einfluss auf die Genauigkeiten der Modelle nehmen.<sup>145</sup> Um Lufteinschlüsse im Gips zu vermeiden, wurde dieser mit einem automatischen Vakuumanmischgerät angerührt und die Abformung im Folgenden auf einem Gipsrüttler ausgegossen.<sup>39</sup> Auf das übliche Trimmen der abgebundenen Modelle wurde bewusst verzichtet, um Volumenschwankungen der Gipsmodelle durch eine erhöhte Wasseraufnahme zu vermeiden.

Bis zur finalen Vermessung wurden die hergestellten Modelle für fünf bis sieben Tage eingelagert (siehe Kapitel 3.4.2.1). Dieses sollte ein Ende der möglichen Dimensionsänderung der Modelle durch Expansion und anschließender Schrumpfung des Werkstoffes gewährleisten.

Wie die Untersuchung von *Luthardt et al.*<sup>89</sup> zeigte, konnten bei einer Lagerung von Gipsmodellen (Typ IV) über einen Zeitraum von sechs Wochen keine signifikanten dreidimensionalen Änderungen der Modelle festgestellt werden. Um eine mögliche Dimensionsänderung der Modelle dennoch zu vermeiden, wurde die vorgenannte Lagerungszeit bei kontrollierter Luftfeuchtigkeit und Raumtemperatur eingehalten.

Eine indirekte Digitalisierung der Abformungen unter Zuhilfenahme eines Laborscanners wäre möglich gewesen. Obgleich der Vorteil in einer gesonderten Betrachtung der Abformung zu sehen ist, wurde diese Methode als nicht relevant angesehen. Zum einen wurde in einer Studie die geringere Genauigkeit dieser Methode im Vergleich zur herkömmlichen Modellherstellung nachgewiesen<sup>28</sup>. Zum anderen wäre, hinsichtlich der Fragestellung der vorliegenden Studie, ein Vergleich zwischen der Genauigkeit des gesamten konventionellen Arbeitsablaufes und der digitalen Prozesskette nicht möglich gewesen, da die konventionelle Herstellung von Modellen mit Gips umgangen worden wäre.

Mögliche oben zuvor dargelegte Fehlerquellen sind den digitalen Scansystemen nicht immanent. Unabhängig von der Wahl der in dieser Studie verwendeten Intraoralscanner zur digitalen Datenerfassung resultierte eine Darstellung der Studienmodellsituation in Form eines digitalen dreidimensionalen Modells direkt am Monitor. Allerdings kann es zu Unrichtigkeiten bei dem in Kapitel 1.2.1 beschriebenen Vorgang des Matchings oder Stitchings kommen. Da die Scansoftware nach einer Best-fit-Methode die beim Scannen entstehenden Einzelaufnahmen zu einem Datenpool fusioniert, können „Matching-Fehler“ vermehrt in Bereichen mit einem geringen Oberflächenkomplex auftreten.<sup>126</sup>

## 5.1.6 Analyse der Daten

### 5.1.6.1 Lineare Distanzen

Die Datenanalyse der auf dem konventionellen und dem digitalen Herstellungsweg entstandenen Modelle erfolgte in Anlehnung an vorherige Studien<sup>68, 80, 82, 89, 104, 107, 128</sup> in Form von metrisch-linearen Distanzmessungen. Die bewährte Messmethode sollte einen Vergleich zwischen den ermittelten Daten der vorliegenden Studie und weiteren wissenschaftlichen Untersuchungen zur Übertragungsgenauigkeit von Ganzkieferabformungen bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur ermöglichen.

Es sollte jedoch nicht unerwähnt bleiben, dass alleinige Distanzmessungen nicht ausreichen, um alle möglichen dreidimensionalen Abweichungen von Modellen festzustellen. Sowohl *Chandran et al.*<sup>21</sup> als auch *Luthardt et al.*<sup>90</sup> führten an, dass die Notwendigkeit einer dreidimensionalen Analyse der Modelle besteht, um das Ausmaß einer Veränderung im Raum abgreifen zu können. Folglich bestand durch die lineare Distanzmessung nur die Möglichkeit, sowohl Längen- als auch Breitenänderungen zu ermitteln. Mit dem Anlegen eines Koordinatensystems analog zu *Güth et al.*<sup>53</sup> hätte man dem Problem möglicherweise begegnen können. Infolgedessen wäre es möglich gewesen, die Richtung der Abweichung auf der X-, Y- und Z-Achse anzugeben.

Viele Studien verwenden eine computergestützte dreidimensionale Flächenüberlagerung als Analyseverfahren.<sup>34-36, 42, 58, 71, 75, 135</sup> Dabei können digitalisierte Modelle sowohl untereinander als auch mit einem durch einen Laborscanner digitalisiertes Referenzmodell verglichen werden. Die zu analysierenden Kieferabschnitte werden mittels mathematischer Algorithmen der Analysesoftware nach einer Best-fit-Methode überlagert. Unter anderem kann dadurch das Ausmaß der dreidimensionalen Abweichung farblich dargestellt werden.

Es steht außer Frage, dass das genannte Analyseverfahren im Vergleich zur linearen Distanzmessung mehr Informationen über Volumenänderung im Raum liefert. Dem kann jedoch entgegengehalten werden, dass der mathematische Best-fit-Algorithmus der Analysesoftware immer eine potenzielle Fehlerquelle darstellt und daher immer wieder im Fokus von Studien und Diskussionen steht.<sup>54, 80, 128</sup>

Vor diesem Hintergrund vermieden *Güth et al.*<sup>53</sup> die Verwendung eines Best-fit-Algorithmus bei der Analyse von Scans eines Kiefermodells. Die Autoren waren der Ansicht, dass die Summe an Fehlern im Überlagerungsprozess des Rechenalgorithmus in direktem Zusammenhang mit der Größe der Datenmenge bei einem Scanvorgang steht.

Obleich weitere Untersuchungen notwendig sind, um diesen Sachverhalt eindeutig zu klären, wurde auf Grundlage der vorgenannten Überlegungen der Vorteil in der angewandten Messmethode gesehen, da diese von der Flächenüberlagerung unabhängige Daten lieferte.

#### *5.1.6.2 Winkel*

Im Folgenden wurden Ebenen anhand der vier Kugelmittelpunkte der Messkugeln konstruiert und die Winkel zwischen den Ebenen gemessen. Daher war es möglich, Dimensionsänderungen in vertikaler Richtung anzugeben und Informationen über mögliche Verzerrungen der Modelle zu erhalten. Hingegen konnte nicht bestimmt werden, welche Kugel ihre Lage in der Vertikalen veränderte. Das neue Positionieren einer Kugel in horizontaler Richtung führte zu keiner Winkeländerung. Unter Verweis auf das Kapitel 5.1.2 war es aufgrund des Fehlens eines Koordinatensystems ebenso nicht möglich, die Richtung der Abweichung in der Vertikalen anzugeben. Dies wäre aber wünschenswert gewesen, um insbesondere Torsionsänderungen der Modelle näher untersuchen zu können.

### 5.1.6.3 Zeiterfassung

Die anzunehmende Zeitersparnis bei der Verwendung von Intraoralscannern im Vergleich zum herkömmlichen Arbeitsablauf – Alginatabformung und konventionelle Herstellung von Gipsmodellen – wird immer wieder in der Literatur diskutiert.<sup>18, 19, 52, 84, 93, 149</sup> Vor diesem Hintergrund wurden in der vorliegenden Studie, wie in Kapitel 3.4.3.3 beschrieben, die einzelnen Arbeitsschritte zeitlich erfasst und tabellarisch protokolliert.

Die Zeiterfassung der Alginatabformung und der konventionellen Modellherstellung war problemlos möglich. Der Beginn des Anmischens von Alginat und von Gips markierte den genauen Startpunkt der Erfassung. Sowohl die vollständige Entnahme des Löffels aus dem Phantomkopf als auch die abgeschlossene Überführung in ein positives Gipsmodell, einschließlich des Sockelns, markierten das Ende der Zeiterfassung (siehe Kapitel 3.4.3.3). Wäre das Ergebnis der Abformung gewesen, dass Kieferabschnitte unvollständig erfasst worden wären, so hätte die Abformung wiederholt werden müssen. Infolgedessen hätte die Zeit nicht gestoppt werden dürfen. In jedem Falle resultierte am Ende der Abformung und der Modellherstellung ein vollständiges Replikat des Studienmodells in den jeweiligen Studiendurchgängen. Das Vorliegen von Brackets und das von Brackets mit Bogen erschwerte die Entnahme des Löffels vom Studienmodell, was längerer Zeit bedurfte.

In gleicher Art und Weise markierte der Beginn des Scanvorgangs beim digitalen Vorgehen den Start der Zeiterfassung. Das vollständige Erfassen der Unterkieferzahnreihe inklusive Metallkugeln, hätte das Ende des Scanvorgangs bedeutet. Infolgedessen hätte die Zeitnahme gestoppt werden müssen. Im Ergebnis hätte somit ein digitales Modell, welches zur weiteren „Verarbeitung“ verwendbar ist, am Monitor visualisiert vorgelegen.

Wie bereits zuvor angesprochen, zeigten besonders der *CS 3600*, der *Emerald S* und der *i500* Schwierigkeiten bei der Erfassung der metallischen Oberfläche von Messkugeln, von Metallbrackets und des zusätzlich eingelegten Metallbogens. Ebenso war dies für die Scanner *Primescan* und *Trios 4* festzustellen, auch wenn die Schwierigkeiten bei der Erkennung von metallischen Oberflächen auf ein Minimum begrenzt waren. Der unvollständige Scan musste durch das Nachscannen der metallischen Oberflächen korrigiert werden.

Oftmals konnte jedoch keine deutliche Verbesserung der digitalisierten Modelle erreicht werden, da die Scansysteme die metallischen Oberflächen nach wie vor nicht registrierten. Infolgedessen mussten der Scanvorgang und die Zeiterfassung zwangsläufig beendet werden. Da zumindest in jedem Scanvorgang mehr als die Hälfte der auf der Zahnreihe fixierten Messkugeln erfasst werden konnten, war es möglich, die anschließenden Analysen durchführen zu können.

Es ist fraglich, ob eine vergleichende Aussage über die jeweils benötigte Zeit für die einzelnen Scanvorgänge mittels verschiedener Intraoralscanner zur Alginatabformung und der Modellherstellung für jeden Studiendurchgang getroffen werden kann, wenn im Ergebnis unvollständige Modelle vorliegen. Überdies werden patientenbezogene, auf die Abformzeit einflussnehmende Faktoren in der vorliegenden Studie aufgrund des In-vitro-Settings nicht berücksichtigt. Ruckartige Bewegungen der Patienten/-innen im Behandlungsstuhl, unbeabsichtigte Kopf-, Kiefer-, und Zungenbeweglichkeit bis hin zu mangelnder Compliance und abweichenden Verhaltensmustern können sich unterschiedlich stark auf die Abformzeit auswirken. Ferner kann die Akzeptanz einer Abformung mit dem Alter der Patienten/-innen korrelieren.<sup>25</sup> Zum Zeitpunkt der hier vorgestellten Untersuchung konnte keine entsprechende Aussage zu diesem Methodensegment in der Literatur eruiert werden.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Genauigkeit von Abformungen ohne Multibracket-Apparatur in situ

Die ermittelten Daten der verschiedenen Abformmethoden in dem Studiendurchgang ohne Brackets können sowohl mit Daten diverser In-vitro- als auch In-vivo-Studien verglichen werden. Die Voraussetzung für die Vergleichbarkeit der Studien untereinander ist aufgrund einer gleichartigen Methode der Analyse der Daten durch die Zuhilfenahme von geometrisch hilfreichen Referenzpunkten und metrischen-linearen Distanzmessungen gegeben.

Vergleicht man die Ergebnisse der in dieser Studie untersuchten Intraoralscanner mit den Studien von *Kuhr et al.*<sup>80</sup>, *Schmidt et al.*<sup>128</sup>, *Ender et al.*<sup>36</sup> und *Kwon et al.*<sup>82</sup> zu Teil- und Ganzkieferscans ohne das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur, so sind im Vergleich der Intraoralscanner untereinander Parallelen festzustellen. Obwohl in den verschiedenen Studien teils unterschiedliche Scansysteme verwendet wurden, basierten diese auf den gleichen Aufnahmeprinzipien, wie die in Kapitel 1.2.2 vorgestellten Intraoralscanner. Hinsichtlich der Messung von linearen Abständen war den Scansystemen gemein, dass die höchste Dimensionstreuung für kleinere Kieferabschnitte (vergleichbar mit Distanz 1 (1\_2) und Distanz 6 (3\_4)) vorlag. Die niedrigste Genauigkeit bestand hinsichtlich des Intermolarabstands (Vergleichbar mit Distanz 3 (1\_4)).<sup>36, 80, 82, 128</sup>

Die erhöhte Störanfälligkeit der digitalen Systeme bei der Erfassung größerer Kieferabschnitte könnte durch den Vorgang des Matchings zu erklären sein (siehe Kapitel 1.2.1.1). Die Überlagerung von Einzelbildern, aus denen sich eine Teil- oder Ganzkieferaufnahme zusammensetzt, erfolgt unter Zuhilfenahme einer Scansoftware, die anhand prägnanter Details diese zu einem Gesamtbild zusammenfügt.<sup>129</sup> Die in der Literatur beschriebene wechselseitige Beziehung zwischen der Häufung möglicher Überlagerungsfehler und der Aufnahmelänge ist auch anhand der vorliegenden Daten dieser Studie erkennbar. So konnten höhere Abweichungen zur Referenz für die jeweiligen Abformmethoden im posterioren Bereich des Zahnbogens festgestellt werden (Distanz 3:  $45 \pm 26$  bis  $186 \pm 111$   $\mu\text{m}$ ). Für die linearen Distanzen 1 (Bereich:  $11 \pm 6$  bis  $65 \pm 11$   $\mu\text{m}$ ) und 6 (Bereich:  $13 \pm 8$  bis  $91 \pm 13$   $\mu\text{m}$ ) lagen die geringsten Abweichungen zur Referenz vor.

Ein wesentlicher Grund für die besseren Ergebnisse der in dieser Studie verwendeten Scanner (Abweichungen über den gesamten Kiefer  $\leq 186 \pm 111 \mu\text{m}$ ), im Vergleich zu denjenigen der Studien von *Kuhr et al.*<sup>80</sup>, *Schmidt et al.*<sup>128</sup> und *Kwon et al.*<sup>82</sup>, scheint unter anderem in den abweichenden Voraussetzungen der Untersuchungsabläufe zu liegen. Während *Kuhr et al.*<sup>80</sup> Abweichungen von  $23 \pm 14$  bis  $828 \pm 265 \mu\text{m}$  feststellten, zeigten die Ergebnisse von *Schmidt et al.*<sup>128</sup> lineare Abweichungen über den gesamten Kiefer von  $\leq 515 \pm 100 \mu\text{m}$ . Auch wenn, analog zu *Kuhr et al.*<sup>80</sup> und *Schmidt et al.*<sup>128</sup>, vier Referenzpunkte in Form von Metallkugeln auf die Zahnreihe unter Zuhilfenahme der gleichen Positionierungsplatte platziert wurden, so wurden deren Untersuchungen dennoch unter klinischen Bedingungen vorgenommen. Gleiches gilt für die Studie von *Kwon et al.*<sup>82</sup> (Abweichungen über den gesamten Kiefer  $\leq 270,6 \pm 108,8 \mu\text{m}$ ). Das Vorhandensein von Speichel und der damit einhergehenden Reflexion von Lichtstrahlen auf Zahn- und Gingivaoberfläche (siehe Kapitel 5.1.3), unerwünschte ruckartige Bewegungen der Patienten/-innen oder ein eingeschränktes Sichtfeld des Behandlers aufgrund von anatomischen Besonderheiten sind in In-vitro-Studien als limitierende Faktoren für die korrekte Darstellung eines Teil- und Ganzkieferscans zu vernachlässigen bzw. gar nicht vorhanden.

In der oben genannten In-vitro-Studie von *Ender et al.*<sup>36</sup> konnte jedoch eine höhere Genauigkeit für die Scanner *Primescan*, *CS 3600* und *i500* hinsichtlich des Scannens kleinerer Kieferabschnitte sowie des Scannens eines vollständigen Kiefers festgestellt werden. Zum Beispiel konnte für den *Primescan* eine durchschnittliche Abweichung im posterioren Bereich (Vergleichbar mit Distanz 3) von  $21,9 \pm 12,3 \mu\text{m}$ , für den *CS 3600* von  $35,3 \pm 21,5 \mu\text{m}$  und für den *i500* von  $46,8 \pm 20,5 \mu\text{m}$  ermittelt werden.<sup>36</sup> Ein möglicher Erklärungsansatz hierfür kann die unterschiedliche statistische Analyse der Daten sein. *Ender et al.*<sup>36</sup> verwendeten ein 90-10 Perzentil. Infolgedessen wurden die oberen und unteren 10 % der Daten von der Analyse ausgeschlossen, folglich nur 80 % der Messdaten in die Auswertung mit einbezogen. Ausreißer nach oben und nach unten wurden nicht berücksichtigt und konnten daher die Ergebnisse nicht beeinflussen.

Vor dem Hintergrund einer Ganzkieferabformung konnte mit der konventionellen Methode der Alginatabformung und Modellherstellung ( $21 \pm 20 \mu\text{m}$ ) eine höhere Genauigkeit im Vergleich zur digitalen Abformmethode (Bereich:  $28 \pm 23$  bis  $84 \pm 79 \mu\text{m}$ ), ohne

das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur in situ, in der vorliegenden Studie erzielt werden.

Obgleich der methodische Ansatz von Untersuchungen, die sich der Genauigkeit von Ganzkieferscans widmen, variiert, zeigten die Ergebnisse jener Studien ebenfalls, dass die digitale Ganzkieferabformung höhere Werte in Bezug auf Richtigkeit und Präzision im Vergleich zur konventionellen Ganzkieferabformung aufweisen.<sup>36, 80, 128</sup> Übereinstimmend mit den Erkenntnissen von vorangegangenen wissenschaftlichen Untersuchungen<sup>34, 36, 80, 101</sup> lässt sich aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie ableiten, dass mit zunehmender Größe des zu scannenden Bereiches, in diesem Falle das Scannen eines gesamten Zahnbogens, die Ungenauigkeit des digitalen Modells zunimmt. In Bezug auf die Genauigkeit scheint die digitale Ganzkieferabformung, trotz voranschreitender Entwicklung, gegenüber der konventionellen Alginatabformung unterlegen zu sein.<sup>35, 36</sup>

## 5.2.2 Genauigkeit von Abformungen mit Multibracket-Apparatur in situ

### 5.2.2.1 Digitale Abformung

Zum einen hatte das Vorliegen von Brackets ohne Bogen sowie das Vorliegen von Brackets mit Bogen, zum anderen das Bracket-Material unterschiedliche Auswirkungen auf die Genauigkeit der verschiedenen Abformmethoden. Bei einer gesonderten Betrachtung der Ergebnisse der digitalen Abformmethode konnten innerhalb der Intraoralscanner Unterschiede hinsichtlich der Genauigkeit festgestellt werden.

Bezogen auf die gepoolten linearen Distanz- und Winkelabweichungen lieferte der *Trios 4* im Vergleich zu den anderen Scansystemen die besseren Ergebnisse im Studiendurchgang mit Metallbrackets ( $34 \pm 44 \mu\text{m}/0,24 \pm 0,37^\circ$ ) sowie im Studiendurchgang mit Metallbrackets mit Bogen ( $36 \pm 33 \mu\text{m}/0,09 \pm 0,10^\circ$ ). Das in den Scansystemen von *CS 3600*, *Emerald S* und *i500* verwendete Aufnahmeprinzip ist das der aktiven Triangulation mit Streifenlicht. Die im Vergleich zum *Trios 4* höheren Abweichungen der genannten Scanner hinsichtlich der linearen Distanz- und Winkelmessungen bei Vorliegen von Metallbrackets (Bereich:  $40 \pm 39$  bis  $99 \pm 92 \mu\text{m}$ /Bereich:  $0,29 \pm 0,35$  bis  $0,36 \pm 0,46^\circ$ )/Metallbrackets mit Bogen (Bereich:  $47 \pm 55$  bis  $141 \pm 140 \mu\text{m}$ /Bereich:  $0,14 \pm 0,10$  bis  $0,30 \pm 0,20^\circ$ ) könnten mit den Untersuchungen von *Kurz et al.*<sup>81</sup> als auch *Logozzo et al.*<sup>88</sup> erklärt werden. Die Autoren sagten dem Aufnahmeprinzip der aktiven Triangulation eine höhere Fehleranfälligkeit nach, da dieses, im Gegensatz zum Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie des *Trios 4*, sensibler auf Lichtbrechungen reagiert. Nach Aussenden eines von der Projektionsquelle erzeugten Lichtstrahls, wird dieser im Normalfall unter einem durch den Objektstand veränderbaren Reflexionswinkel zurückgesendet. Fällt das Licht auf eine spiegelnde Oberfläche, hier die Metallbrackets, wird das reflektierte Licht entsprechend seines Einfallswinkels reflektiert. Dem Scansystem wird dadurch die Berechnung der dreidimensionalen Daten nach dem Triangulationsverfahren erschwert.<sup>81</sup>

Des Weiteren war den Scannern *CS 3600*, *Emerald S* und *i500* gemein, dass diese während der Versuchsdurchführung Schwierigkeiten bei der Erfassung der metallischen Oberfläche von Messkugeln, von Metallbrackets sowie von zusätzlich eingelegten Metallbögen zeigten. In den meisten Fällen stockte die Videosequenz und der Scan musste nachkorrigiert werden.

Auch dieses Phänomen lässt sich möglicherweise auf das Aufnahmeprinzip der aktiven Triangulation mit Streifenlicht zurückführen. Auf das gewünschte Objekt werden definierte Hell-Dunkel-Muster hintereinander in einer raschen Folge projiziert. Anhand der Verzerrung des Streifenmusters kann auf das Höhenprofil der Oberfläche geschlossen werden (siehe Kapitel 1.2.3).<sup>88, 118, 121</sup> Diese Verzerrungen könnten jedoch aufgrund schmalerer Zwischenräume, bedingt durch das Vorliegen einer Multibracket-Apparatur, der engen Brackets-Slots sowie der oben dargelegten verfälschten Reflexion des Lichtstrahls, möglicherweise schwieriger zu erfassen sein und somit die Erfordernis des häufigen Nachscannens erklären.<sup>121</sup>

*Kim et al.*<sup>74</sup> konnten in ihrem Untersuchungsansatz zur Genauigkeit von Ganzkiefersabformungen nachweisen, dass eine höhere Genauigkeit der Abformung durch das Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie erreicht wird, gefolgt von der Triangulation. Zudem konnte aufgezeigt werden, dass der Aufnahmemodus, Einzelbilder oder Videosequenz, die Genauigkeit eines Ganzkieferscans ebenso beeinflusst. Dabei war die digitale Datenerfassung durch eine Videosequenz der Erfassung der Daten in Form von Einzelbildern klar überlegen.

Diese Erkenntnisse zeigen Parallelen zu den Ergebnissen der Scanner der vorliegenden Untersuchungen. Im Gegensatz zum *i500* ist den übrigen Scannern gemein, dass die digitale Erfassung nicht in Form von Einzelbildern erfolgt, sondern durch eine Videosequenz. In der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse zeigte der *i500* die geringste Dimensionstreuung, was folglich mit dem Aufnahmeprinzip und mit dem Aufnahmemodus begründet werden kann. Auch kann die höhere Genauigkeit durch das Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie (*Trios 4*) im Vergleich zur Triangulation (*CS 3600*, *Emerald S*, *i500*) bestätigt werden.

An dieser Stelle muss aber betont werden, dass dieses nur für die Studiendurchgänge mit Metallbrackets bzw. mit Metallbrackets mit Bogen zutrifft. Bezogen auf die gepoolten linearen Distanzabweichungen erzielte der *Primescan* die höchste Dimensionstreuung im Studiendurchgang ohne Brackets ( $28 \pm 23 \mu\text{m}$ ) bzw. mit Keramikbrackets ( $34 \pm 34 \mu\text{m}$ ). Die besten Ergebnisse im Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen lieferte der *Emerald S* ( $33 \pm 43 \mu\text{m}$ ).

Hinsichtlich der gepoolten Winkelabweichungen wies der *CS 3600* die höchste Dimensionstreue sowohl in dem Studiendurchgang mit Keramikbrackets ( $0,05 \pm 0,06^\circ$ ) als auch in dem Studiendurchgang mit Keramikbrackets mit Bogen ( $0,13 \pm 0,10^\circ$ ) im Vergleich zu allen anderen Scannern auf.

Um die Ergebnisse der Intraoralscanner untereinander in den verschiedenen Studiendurchgängen hinsichtlich der verschiedenen Aufnahmeprinzipien besser interpretieren zu können, wurde ein Ranking unter Anwendung aller Messvariablen – lineare Distanzabweichungen und Winkelabweichungen – durchgeführt. Die nachfolgenden Tabellen 5:1 und 5:2 fassen die Rangfolgen der Intraoralscanner für die linearen Distanzen 1 bis 6 sowie für die einzelnen Winkel 1 bis 6 zusammen. Die Darstellung erfolgt gesondert für die Mittelwerte (Tabelle 5:1) und für die Standardabweichungen (Tabelle 5:2). Die Auflistung entspricht der in Kapitel 3.4.3 festgelegten Reihenfolge der Abformmethoden für jeden Studiendurchgang.

*Tabelle 5:1 Zusammenfassung der Distanz- und Winkelabweichungen als Ranking je Modellsituation [Mittelwert]*

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall- brackets</i>	<i>Metall- brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik- brackets</i>	<i>Keramik- brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	6	4	2	2	1
<i>Primescan</i>	1*	3	3	3	3
<i>Trios 4</i>	3	1	1	1	2
<i>i500</i>	5	5	5	5	5
<i>Emerald S</i>	4	2	4	4	4
<i>Alginat</i>	1*	6	6	6	6

\* Gleicher Rang aufgrund gleicher Quersummen

Tabelle 5:2 Zusammenfassung der Distanz- und Winkelabweichungen als Ranking je Modellsituation [Standardabweichung]

	<i>Ohne Brackets</i>	<i>Metall-brackets</i>	<i>Metall-brackets mit Bogen</i>	<i>Keramik-brackets</i>	<i>Keramik-brackets mit Bogen</i>
<i>CS 3600</i>	3	1	3	2	4
<i>Primescan</i>	2	4	4	1	1
<i>Trios 4</i>	5	3	2	4	2
<i>i500</i>	6	5	5	5	5
<i>Emerald S</i>	4	2	1	3	3
<i>Alginat</i>	1	6	6	6	6

Dem *Primescan* liegt die *Optische Hochfrequenz Kontrastanalyse* als Aufnahmeprinzip zugrunde. Sowohl der *CS 3600*, der *i500* als auch der *Emerald S* arbeiten mit dem Prinzip der aktiven Triangulation mit Streifenlicht. Das Aufnahmeprinzip des *Trios 4* ist das der konfokalen Mikroskopie. Die Tabellen ergeben ein ähnliches Bild wie die gepoolten Einzelwerte der linearen Distanzabweichungen in Kapitel 4.2 und der Winkelabweichungen in Kapitel 4.3. Die sehr unterschiedlichen Platzierungen der jeweiligen Scanner in den verschiedenen Studiendurchgängen erschweren den Versuch ein bestimmtes Aufnahmeprinzip als führend einzustufen, vielmehr scheint unter Umständen eine situationsbezogene Verwendung empfehlenswert. Dennoch waren alle Scanner der Alginatabformung überlegen – außer in der Nativsituation.

Folglich ist davon auszugehen, dass nicht nur das Aufnahmeprinzip einen entscheidenden Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformung nimmt; besonders dann nicht, wenn unterschiedlichste Materialien wie Metall oder Keramik vorliegen. Wie in Kapitel 1.3 dargelegt, kann die Verarbeitung der Daten sowie die Genauigkeit der digitalen Modelle auch durch die Softwareversion und die Kalibrierung der Hardware beeinflusst werden.<sup>36, 54, 128</sup> Da die Hersteller jedoch keine Angaben über die verwendeten Rechenalgorithmen der Scansoftware machen, kann eine vergleichende Aussage zwischen den verschiedenen Intraoralscannern nicht stattfinden. Die Folge dessen ist, dass die obigen Ausführungen zu den Aufnahmeprinzipien, als Auswirkung auf die unterschiedlichen Ergebnisse, vorbehaltlich des Einflusses der Rechenalgorithmen der Hersteller betrachtet

werden müssen. Schließlich weisen die Intraoralscanner bei unterschiedlichen Materialien der Brackets, trotz gleichartiger Aufnahmeprinzipien, abweichende Ergebnisse auf.

#### 5.2.2.2 *Digitale versus konventionelle Abformung*

Obleich im Studiendurchgang ohne Brackets die digitale Abformmethode der konventionellen unterlegen war, zeigte die Gruppe der verschiedenen Intraoralscanner in den Studiendurchgängen mit Brackets (Bereich:  $34 \pm 34$  bis  $99 \pm 92$   $\mu\text{m}$ /Bereich:  $0,05 \pm 0,06$  bis  $0,36 \pm 0,46^\circ$ ) bzw. mit Brackets mit Bogen (Bereich:  $33 \pm 43$  bis  $141 \pm 140$   $\mu\text{m}$ /Bereich:  $0,09 \pm 0,10$  bis  $0,34 \pm 0,14^\circ$ ) bessere Ergebnisse im Vergleich zur konventionellen Methode der Alginatabformung und Modellherstellung. Die gepoolten linearen Distanz- und Winkelabweichungen der konventionellen Methode waren in den genannten Studiendurchgängen im Schnitt um das Drei- bis Vierfache höher als die der Intraoralscanner (Bereich:  $103 \pm 103$  bis  $212 \pm 204$   $\mu\text{m}$ /Bereich:  $0,79 \pm 0,63$  bis  $1,74 \pm 2,19^\circ$ ).

Ein möglicher Erklärungsansatz für die starken Dimensionsänderungen der auf konventionellen Herstellungsweg entstanden Modelle kann die wissenschaftliche Untersuchung der Autoren *Güth et al.*<sup>53</sup> geben. Diese untersuchten mögliche Dimensionsänderungen von Ganzkieferabformungen im Vergleich von konventioneller zu digitaler Abformung. In den Untersuchungen konnte unter anderem anhand von Winkelabweichungen nachgewiesen werden, dass die auf konventionellem Wege hergestellten Modellen im Vergleich zu den digitalen Modellen stärkere Verzerrungen aufweisen. Dies wurde mit einer bleibenden Deformation des Abformmaterials durch die Entnahme des Abformlöffels aus dem Mund sowie ein unbeabsichtigtes Ablösen des Materials vom Abformlöffel begründet.

Bei der Durchführung der Alginatabformung am Phantomkopf umfloss das Material die Brackets und drückte sich in die Interdentalräume des Studienmodells. Aufgrund seiner materialcharakteristischen Eigenschaften, wie des hohen Elastizitätsvermögens<sup>26, 50</sup>, war es möglich, die Entnahme des Abformlöffels trotz Vorliegen einer feststehenden Multi-bracket-Apparatur vorzunehmen. Hierbei wurde allerdings das Abformmaterial nicht nur sichtbar deformiert, sondern riss auch noch mehrfach stark aus. Infolgedessen resultierte meist schon vor der Modellherstellung eine nicht originalgetreue Darstellung der Studienmodellsituation.

Das Einbringen eines metallischen Bogens erschwerte zusätzlich die Entnahme des Löffels aus dem Phantomkopf und verschlechterte abermals merklich das Gesamtergebnis der Abformung.

Die vorgenannten Beobachtungen während der Versuchsdurchführung spiegelten sich in den Ergebnissen der konventionellen Abformmethode der vorliegenden Studie wider. Die höchste Ungenauigkeit lag in den Studiendurchgängen mit Brackets mit Bogen vor, gefolgt von dem Studiendurchgang mit Brackets.

Ein möglicher Einfluss auf die Genauigkeit der konventionellen Methode der Alginatabformung und Modellherstellung aufgrund von verschiedenen Bracket-Materialien, kann jedoch zweifellos außer Acht gelassen werden. Im Gegensatz zu den Intraoralscannern erfolgte das Abformen der Modellsituation nicht im Rahmen eines optischen Verfahrens, sondern durch Anfertigung einer Negativform mittels Abformlöffel und Abformmasse. Die auf die konventionelle Alginatabformung einflussnehmenden Faktoren wurden bereits in Kapitel 1.1 näher erläutert.

### *5.2.2.3 Vergleich der Ergebnisse mit weiteren Studien*

Vorab sei angemerkt, dass die Ergebnisse der verschiedenen Abformmethoden in den Studiendurchgängen mit Brackets sowie mit Brackets mit Bogen sich nur schwer in den wissenschaftlichen Kontext einordnen lassen. Das Angebot an Publikationen, die den Einfluss einer Multibracket-Apparatur auf die Genauigkeit von Ganzkieferabformungen thematisieren, ist sehr gering.

In der vorliegenden Studie wurden unter anderem lineare Distanzen zwischen den Kugeln der digitalisierten Modelle und zwischen den Kugeln der auf dem konventionellem Arbeitsweg entstandenen Gipsmodelle gemessen. Durch Subtrahieren der ermittelten Distanzen von den zuvor ermittelten Referenzwerten konnten die realen Abweichungen der jeweiligen Abformmethode zur Referenz dargestellt werden.

Sowohl *Park et al.*<sup>107</sup> als auch *Jung et al.*<sup>68</sup> nutzen ebenfalls metrisch-lineare Distanzmessungen, um mögliche Dimensionsänderungen bei einem Ganzkieferscan aufzuzeigen. In der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse lagen bei Vorliegen von bukkal inserierten

Brackets Abweichungen der Intraoralscanner von bis zu 1 mm vor.<sup>68</sup> Die Ergebnisse von *Park et al.*<sup>107</sup> zeigten hingegen sogar lineare Abweichungen von bis zu 2,49 mm bei lingual fixierten Brackets.

Im Vergleich zu *Park et al.*<sup>107</sup> und auch *Jung et al.*<sup>68</sup> konnten in der vorliegenden Untersuchung Abweichungen, einschließlich maximaler Ausreißer, von weniger als 320 µm (0,32 mm) für die verwendeten Intraoralscanner festgestellt werden. Auf den ersten Blick erscheinen die Abweichungen somit im Verhältnis überaus gering. Ein wesentlicher Grund für die hohen Abweichungen scheint die methodische Unzulänglichkeit der vorgenannten Studien zu sein. In beiden Untersuchungen wurden Abstände zwischen morphologischen Referenzpunkten zuvor bestimmter Zähne unter Zuhilfenahme eines Messschiebers gemessen. Die Abstände der auf dem digitalen Herstellungsweg entstandenen Modelle wurden mittels Analysesoftware gemessen. Obgleich das Messverfahren ein lang bewährtes Verfahren in der kieferorthopädischen Diagnostik ist<sup>153</sup>, so sind menschliche Fehlleistungen bei der Verwendung eines Messschiebers nicht auszuschließen. Ferner ist die Reliabilität und die Genauigkeit der digitalen Vermessung zu hinterfragen.

Auch wenn der Abstand zwischen zwei Referenzpunkten durch die entsprechende Analysesoftware berechnet wird, so müssen diese Punkte dennoch manuell gesetzt werden. Hier ist überdies kritisch anzumerken, dass nicht bekannt ist, ob die Durchführung der Versuche und die Analyse der Studienmodelle und der digitalen Modelle von einer oder mehreren Personen durchgeführt wurde. Die Erfahrungen des Behandlers beeinflussen jedoch maßgeblich die Qualität und die Genauigkeit der digitalen Abformungen.<sup>48, 118</sup>

Sowohl in der vorliegenden Studie als auch in der Studie von *Park et al.*<sup>107</sup> und *Jung et al.*<sup>68</sup> wurde der Intraoralscanner *Trios*, von der dänischen Firma 3Shape (Kopenhagen, Dänemark) entwickelt, untersucht. Die höhere Genauigkeit des Scanners beim Scannen eines kleinen Kieferabschnittes (Vergleichbar mit Distanz 4 (2\_3)) im Vergleich zum Scannen des Intermolarabstands (Vergleichbar mit Distanz 3 (1\_4))<sup>68, 107</sup> stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein (Distanz 4, *Metallbrackets*:  $29 \pm 19$  µm; Distanz 3, *Metallbrackets*:  $71 \pm 81$  µm). Die deutlichen Unterschiede zwischen den Ergebnissen des Scanners mögen, neben der fehleranfälligen Methodik, mit der Weiterentwicklung der Hard- und Softwarekomponenten des Scansystems zu erklären sein (siehe Kapitel 1.3).<sup>36, 38, 54, 109, 128</sup>

Die Beobachtung, dass kürzere Kieferabschnitte (Vergleichbar mit Distanz 4 (2\_3)) geringere Abweichungen aufweisen als größere Abschnitte (Vergleichbar mit Distanz 3 (1\_4)), zeigte ebenfalls eine In-vivo-Studie von *Kang et al.*<sup>71</sup>. Überraschenderweise waren die mittleren Abweichungen, die für die lineare Distanz zwischen den Eckzähnen ermittelt wurde (Bereich:  $0,04 \pm 0,25$  bis  $0,07 \pm 0,27$  mm)<sup>71</sup>, denen der vorliegenden Studie ähnlich. Anders verhielt es sich jedoch mit den mittleren Abweichungen für den Abstand zwischen den Molaren. Diese waren in der Untersuchung von *Kang et al.*<sup>71</sup> wesentlich größer (Bereich:  $0,22 \pm 0,11$  bis  $0,23 \pm 0,15$  mm)<sup>71</sup>.

Durch die gesamte vorliegende Arbeit hindurch steht immer wieder der Einfluss von Brackets sowie der Einfluss von Brackets mit Bogen auf die Genauigkeit der digitalen Abformungen zur Diskussion. Insgesamt ließ sich anhand der Ergebnisse aufzeigen, dass teilweise deutlich geringere Abweichungen zur Referenz, hinsichtlich der linearen Distanzmessung durch die Intraoralscanner, in den Studiendurchgängen mit Brackets sowie mit Brackets mit Bogen, im Vergleich zum Studiendurchgang ohne Brackets, vorlagen.

*Song et al.*<sup>135</sup> konnten mit ihrem Untersuchungsansatz die geringsten Abweichungen der Intraoralscanner für das Studienmodell ohne Brackets aufweisen. Sie untersuchten unter Zuhilfenahme von vier verschiedenen Studienmodellen die Genauigkeit eines Ganzkieferscans mittels vier verschiedener Intraoralscanner, wobei drei Modelle mit unterschiedlichen Bracket-Materialien (Metallbrackets, Keramikbrackets und Kunstharzbrackets) beklebt wurden. Die durch einen Industriescanner digitalisierten Studienmodelle galten als Referenzmodelle und wurden mit den verschiedenen Ganzkieferscans der Intraoralscanner in Form einer Best-fit-Methode überlagert und anhand von Software-Tools vermessen. Um möglichst reale Behandlungsbedingungen am Patienten zu simulieren, wurden die Brackets vor der Digitalisierung durch die Intraoralscanner mit künstlichem Speichel benetzt.

Obgleich die Scangenaugigkeit des *CS 3600*, des *i500* und des *Trios 3*, ein Vorgängermodell des aktuellen Intraoralscanner *Trios 4*, sowohl in der vorliegenden Studie als auch in der Studie von *Song et al.*<sup>135</sup> untersucht wurden, konnten letztere unter Berücksichtigung der statistischen Datenanalyse keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ) zwischen den Scansystemen aufzeigen. Im Unterschied dazu ergab die statistische Analyse der Daten in der vorliegenden Untersuchung, dass es zum einen signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ )

innerhalb der Studiendurchgänge zwischen den verschiedenen Abformmethoden gibt. Zum anderen konnte ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) der jeweiligen Abformmethode in Bezug auf die verschiedenen Studiendurchgänge festgestellt werden. Mögliche Gründe für die unterschiedliche Leistungsfähigkeit der verschiedenen Intraoralscanner in der vorliegenden Untersuchung wurden bereits in Kapitel 5.2.2.1 diskutiert.

Vor dem Hintergrund des Einflusses unterschiedlicher Bracket-Materialien auf die Genauigkeit eines Ganzkieferscans konnten *Song et al.*<sup>135</sup> aufzeigen, dass Keramikbrackets (Bereich:  $0,61 \pm 0,08$  bis  $1,20 \pm 0,29$  mm)<sup>135</sup> einen geringeren Einfluss auf die Genauigkeit einer digitalen Abformung haben als Brackets aus Metall (Bereich:  $0,96 \pm 0,04$  bis  $1,26 \pm 0,03$  mm)<sup>135</sup> oder Harz, wobei letztere die höchste Diskrepanz zwischen den „Soll“- und „Ist“-Werten hervorrief (Bereich:  $0,86 \pm 0,04$  bis  $1,49 \pm 0,13$  mm)<sup>135</sup>.

In der Gesamtbetrachtung deckt sich dies mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung. Allerdings waren die gemessenen Abweichungen deutlich geringer im Vergleich zu der genannten Studie von *Song et al.*<sup>135</sup>. Die höheren Abweichungen der Intraoralscanner könnten auf das Vorhandensein von künstlichem Speichel zurückzuführen sein. Neben einem standardisierten Ablauf bei einer digitalen Abformung ist ein möglichst trockenes Arbeitsfeld unerlässlich, da das Scannen von Oberflächen durch vermehrten Speichel beeinträchtigt werden kann.<sup>112, 151</sup> Durch eine angefeuchtete Oberfläche kann die Lichtbrechung verändert werden, mit der Folge, dass der vom Scanner erzeugte Lichtstrahl unter einem fälschlich veränderten Reflexionswinkel zurückgesendet wird.<sup>13, 81</sup> Vor diesem Hintergrund empfehlen alle Hersteller, die Zahnoberfläche vor dem Scannen mit ölfreier Luft zu trocknen.

Zu einem gegenteiligen Ergebnis kamen *Heo et al.*<sup>58</sup>. Diese untersuchten ebenfalls die Genauigkeit eines Ganzkieferscans bei Vorliegen von Metall- und Keramikbrackets. Mit einem Vorgängermodell des in der vorliegenden Studie verwendeten *Trios 4* wurden zum einen Gipsmodelle ohne Brackets, zum anderen Gipsmodelle mit bukkal inserierten Metall- und Keramikbrackets gescannt. Im Folgenden wurden die Querschnitte (durch Eckzahn und Molar) der verschiedenen digitalisierten Zahnbögen durch eine Analysesoftware nach einer Best-fit-Methode übereinander gelagert und diverse Abstände gemessen.

Die Auswertung der Messdaten ergab für den *Trios Pod 2* höhere Abweichungen bei Vorliegen von Keramik- (Eckzahn:  $104,29 \pm 75,49$  bis  $111,52 \pm 95,35$   $\mu\text{m}$ ; Molar:  $260,05 \pm 233,21$  bis  $385,99 \pm 255,99$   $\mu\text{m}$ )<sup>58</sup> im Vergleich zu Metallbrackets (Eckzahn:  $73,11 \pm 68,31$  bis  $76,69 \pm 65,13$   $\mu\text{m}$ ; Molar:  $175,03 \pm 195,52$  bis  $176,34 \pm 151,04$   $\mu\text{m}$ )<sup>58</sup>. Die Ergebnisse der genannten Studie zur Genauigkeit eines Ganzkieferscans sollten jedoch mit Vorsicht interpretiert werden. Zunächst einmal wurde die Untersuchung anhand von Gipsmodellen durchgeführt. Unter Verweisung auf Kapitel 5.1.1 muss abermals betont werden, dass Gips-Zähne einen anderen Lichtbrechungsindex aufweisen als die in anderen Studien<sup>68, 107, 135</sup> verwendeten Poly(meth)acrylat-Zähne oder die in der vorliegenden Studie verwendeten natürlichen Zähne. Überdies gibt die oben beschriebene Vorgehensweise zur Bestimmung der Genauigkeit der digitalisierten Zahnbögen die reale Situation nur bedingt wieder. Vielmehr wurden durch die linearen Distanzmessungen nur Abweichungen zwischen den überlagerten Zahnbögen angegeben. Es lagen jedoch keine unabhängigen Referenzen vor, mit denen die ermittelten Daten verglichen werden konnten.

Wie eingangs erwähnt, gestaltet sich die Einordnung der vorliegenden Ergebnisse in den wissenschaftlichen Kontext äußerst schwierig. Neben der Vielfalt an Studiendesigns und dem Mangel an unabhängigen Referenzsystemen wird der Begriff „Genauigkeit“ in den zu vergleichenden Studien oftmals anders definiert.<sup>58, 68, 71, 75, 107, 135</sup> Vor diesem Hintergrund ist die vorliegende Studie die erste Studie, die auf Grundlage eines standardisierten Verfahrens die Abformgenauigkeit nach ISO 5725-1<sup>2</sup> angibt.

### 5.2.3 Zeiterfassung

Bei einer gesonderten Betrachtung der Intraoralscanner konnte festgestellt werden, dass die benötigte Zeit für die Abformung durch den *Primescan* in jedem Studiendurchgang am geringsten war (Bereich:  $92 \pm 6$  bis  $115 \pm 8$  s). Die Werte der übrigen Scanner (Bereich:  $131 \pm 10$  bis  $258 \pm 7$  s) lagen deutlich über diesem. Die meiste Zeit für die Abformung benötigte der *i500* (Bereich:  $220 \pm 4$  bis  $258 \pm 7$ ). Allen Scannern war gemein, dass die längste Zeit für die Abformung in den Studiendurchgängen mit Brackets sowie mit Brackets mit Bogen benötigt wurde, wobei der Unterschied zwischen Metall- und Keramikbrackets eher gering war.

Nach jetzigem Kenntnisstand thematisierte neben der vorliegenden Studie nur eine weitere wissenschaftliche Untersuchung die erforderliche Zeit für einen Ganzkieferscan bei Vorliegen einer festsitzenden Multibracket-Apparatur. *Heo et al.*<sup>58</sup> konnten, wie die vorliegende Untersuchung, kürzere Scanzeiten für Modelle ohne Brackets ( $48,87 \pm 7,26$  s) im Vergleich zu Modellen mit Metall- ( $102,17 \pm 10,61$  s) und Keramikbrackets ( $234,10 \pm 34,98$  s) feststellen.

In der Versuchsdurchführung fiel auf, dass die benötigte Zeit scheinbar in Korrelation mit der Größe der Scanspitze stand. Beim Vergleich der Abbildungen der Scanspitzen im Kapitel 1.2.2 ist festzustellen, dass der *Primescan* und der *Trios 4* eine größere Scanspitze haben als die übrigen Scanner. Die Ergebnisse untermauerten dies, da im Vergleich zu den übrigen Scannern die benötigte Zeit für die Abformungen in den verschiedenen Studiendurchgängen durch den *Primescan* und dem *Trios 4* am geringsten war. Man könnte also schlussfolgern, dass große Scanspitzen einen positiven Effekt auf die Aufnahmedauer haben und diese verkürzen.

Wie bereits in Kapitel 5.2.2.1 beschrieben, kann sowohl die Softwareversion als auch die Kalibrierung der Hardware einen entscheidenden Einfluss auf die Verarbeitung der Daten und auf die Genauigkeit der digitalen Modelle nehmen.<sup>36, 54, 128</sup> Möglicherweise könnte, neben der Größe der Scanspitze, die benötigte Zeit für die digitale Erfassung der Studienmodellsituation ebenso von der Rechenleistung der jeweiligen Hard- und Software der verschiedenen Intraoralscanner abhängen. Diese würde die unterschiedlichen Ergebnisse mit erklären.

Erstaunlicherweise war den Intraoralscannern gemein, dass das Digitalisieren des Studienmodells mit Brackets mit Bogen (Bereich:  $104 \pm 4$  bis  $225 \pm 5$  s) deutlich weniger Zeit in Anspruch nahm als das Digitalisieren des Studienmodells mit Brackets (Bereich:  $110 \pm 10$  bis  $258 \pm 7$  s). Womöglich könnte der inserierte Draht als Führungshilfe der jeweiligen Scansoftware fungieren, sodass daraus eine schnellere Verarbeitung der Bilder resultiert. Vergleichende Aussagen sind allerdings aufgrund fehlender vergleichbarer Studien und mangelnden Angaben über die verwendeten Rechenalgorithmen nicht möglich.

Eine anzunehmende Zeitersparnis der digitalen Abformmethode am Patientenstuhl ist immer wieder Gegenstand verschiedener Studien<sup>18, 19, 51, 52, 84, 93, 149</sup>. Dabei wurden die digitalen Scansysteme der herkömmlichen Alginatabformung gegenübergestellt. Eine Abformung der Mundsituation der Patient/-innen fand hierbei allerdings ohne das Vorliegen einer Multibracket-Apparatur statt. Einige Studien<sup>51, 149</sup> konnten keinen Unterschied zwischen der konventionellen Alginatabformung und der digitalen Abformmethode feststellen. Wie die Untersuchungen von *Grunheid et al.*<sup>52</sup> zeigten, beanspruchte die konventionelle Alginatabformung am Patientenstuhl weniger Zeit (konventionell:  $7:35 \pm 0:26$  min; digital:  $20:27 \pm 3:06$  min)<sup>52</sup>. Im Vergleich zum herkömmlichen Arbeitsablauf – Alginatabformung und konventionelle Herstellung von Gipsmodellen – war jedoch die digitale Abformmethode zeitlich überlegen (konventionell:  $22:12 \pm 1:18$  min; digital:  $20:47 \pm 3:07$  min)<sup>52</sup>.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stehen im Widerspruch zu den Untersuchungen von *Yilmaz et al.*<sup>149</sup> und *Glisic et al.*<sup>51</sup>. Die erforderliche Zeit für die digitale Abformung durch die Scanner *CS 3600*, *Trios 4*, *i500* und *Emerald S* lag im Bereich von  $131 \pm 10$  bis  $258 \pm 7$  s und folglich über denen der Alginatabformung (Bereich:  $100 \pm 3$  bis  $117 \pm 3$  s). Im Unterschied dazu zeigt die Studie von *Grunheid et al.*<sup>52</sup> Parallelen zu den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung. In der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigte sich, dass die benötigte Zeit der jeweiligen Intraoralscanner, mit Ausnahme von zwei Studiendurchgängen (*Metallbrackets*:  $252 \pm 8$  s, *Keramikbrackets*:  $258 \pm 7$  s), im Vergleich zur Alginatabformung und Modellherstellung (Bereich:  $224 \pm 11$  bis  $238 \pm 2$  s) geringer war.

#### 5.2.4 Klinische Relevanz der Ergebnisse

Unabhängig von der Wahl der Methode zur Erfassung der intraoralen Situation – konventionelle Alginatabformung oder digitale Abformmethode – ist die hohe Bedeutsamkeit und Unabdingbarkeit der angefertigten Modelle in der Kieferorthopädie unbestritten. Fehlerhafte Modelle, die aus fehlerhaften Abformungen resultieren, stellen eine der Realität nicht entsprechende Hart- und Weichgewebsstrukturen dar. In der Kieferorthopädie erzeugt dieses Resultat unter Umständen eine fehlerhafte Diagnosestellung und in der Folge eine falsche Therapieplanung. Fehlerhaft hergestellte therapeutische Apparaturen aufgrund von nicht korrekt dargestellten Abformungen können sich für den Patienten als folgenschwer herausstellen.

Infolgedessen hat die in der vorliegenden Studie untersuchte Übertragungsgenauigkeit der konventionellen und der digitalen Abformmethode bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur eine hohe klinische Bedeutsamkeit, um eine gleichbleibend hohe Präzision der Studien- und der Arbeitsmodelle für die Diagnostik und Therapieplanung bzw. anschließende Behandlung zu gewährleisten.

Im Bereich Kieferorthopädie sind nach aktuellem Kenntnisstand keine Grenzwerte postuliert, wie genau eine Abformung sein muss, damit auf Grundlage der Modelle, autonom vom konventionellen oder digitalen Herstellungsweg, eine auf die jeweiligen Patienten/-innen abgestimmte Therapieplanung und Fabrikation von therapeutischen Behandlungsmitteln erfolgen kann. Einige Autoren<sup>68, 71</sup> befürworten den Gebrauch von Intraoralscannern zur Herstellung von kieferorthopädischen Apparaturen und sehen Abweichungen von  $< 500 \mu\text{m}$ <sup>71</sup> bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur als klinisch akzeptabel. Allerdings wird die Sinnhaftigkeit der Verwendung der Intraoralscanner in der Kieferorthopädie aufgrund mangelnder Daten vielfach diskutiert und ist bis zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht abschließend geklärt.

Vor diesem Hintergrund ist eine gesicherte Aussage, ob die getesteten Intraoralscanner den klinischen Anforderungen bezüglich der Übertragungsgenauigkeit bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur ohne oder mit Bogen gerecht werden, auf Basis der wissenschaftlichen Datenlage nicht möglich.

Insgesamt lässt sich jedoch sagen, dass eine festsitzende kieferorthopädische Apparatur sowohl ohne als auch mit Bogen unabhängig vom Bracket-Material, ob Metall oder Keramik, die Übertragungsgenauigkeit einer Ganzkieferabformung beeinflusst. Ebenso ist festzuhalten, dass die Genauigkeit der in der vorliegenden Studie getesteten digitalen Abformmethoden im Vergleich zur konventionellen Alginatabformung sehr hoch ist. Hinsichtlich der gemessenen linearen Distanz- und Winkelabweichungen ist der herkömmliche Arbeitsablauf von Alginatabformung und konventioneller Herstellung von Gipsmodellen bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur ohne und mit Bogen anfälliger für Abformfehler und der digitalen Abformmethode deutlich unterlegen. Daraus lässt sich ableiten, dass, unter Berücksichtigung der Gegebenheit einer In-vitro-Studie, Intraoralscanner für die Abformung eines ganzen Kiefers bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur im klinischen Alltag empfohlen werden können.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen zudem, dass das Bracket-Material, ob Metall oder Keramik, einen entscheidenden Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Erfassung der intraoralen Situation hat. Keramikbrackets scheinen einen geringeren Einfluss auf die Genauigkeit einer digitalen Abformung zu haben als Brackets aus Metall. Dabei kommt in Abhängigkeit des verwendeten Scansystems der Einfluss des Materials unterschiedlich stark zum Tragen. Mögliche Gründe hierfür wurden in Kapitel 5.2.2.1 diskutiert. Dieser Effekt zeigte sich im Vergleich zur Alginatabformung nicht.

Ein weiterer Aspekt, der für den klinischen Alltag von Bedeutung sein kann, ist der Zeitaufwand, der für die jeweilige Abformmethode, konventionelle Alginatabformung oder digitale Abformmethode, benötigt wird. Nach *Christopoulou et al.*<sup>25</sup> ist eine kurze Behandlungsdauer der Schlüssel zu einer erfolgreichen und komfortablen Therapie.

Obgleich die benötigte Zeit für die alleinige Alginatabformung im Vergleich zu den digitalen Abformmethoden in der vorliegenden Studie deutlich kürzer war, so war im Vergleich zum herkömmlichen Arbeitsablauf von Alginatabformung und konventioneller Herstellung von Gipsmodellen die digitale Abformmethode zeitlich überlegen. Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass die digitale Erfassung durch die verschiedenen Scanner die intraorale Situation unmittelbar am Monitor visualisiert, könnte die digitale Abformmethode einen Vorteil in der klinischen Anwendung bedeuten.

Neben der Redundanz der oftmals als unangenehm empfundenen konventionellen Abformungen, könnte der Behandler in ein und derselben Therapiesitzung unter Zuhilfenahme einer abgestimmten Computersoftware therapierelevante Aussagen treffen sowie einen Behandlungsplan simulieren.<sup>41</sup> Ferner könnten Lieferzeiten und Kosten reduziert werden, da die Einbindung eines Dentallabors hinsichtlich der sonst notwendigen Herstellung von Gipsmodellen sowie deren Transport entfallen würde.<sup>94</sup> Da die Dauer der digitalen Abformung in den Studiendurchgängen ohne und mit Bogen vergleichbar war, unterstreicht diese Tatsache nochmals die Zeiteffizienz der Abformmethode, da das Entfernen des Bogens vor dem Scannen nicht notwendig zu sein scheint bzw. das Ergebnis sogar negativ beeinflusst.

### 5.3 Schlussfolgerung

Auf Basis der Ergebnisse dieser In-vitro-Studie lässt sich sagen, dass, ohne das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur in situ, eine höhere Übertragungsgenauigkeit mit der konventionellen Alginatabformung und Modellherstellung im Vergleich zur digitalen Abformmethode erzielt werden kann. Das Vorliegen von Brackets ohne Bogen bzw. mit Bogen sowie das Bracket-Material scheint die Genauigkeit der verschiedenen Abformmethoden maßgeblich, sowohl zum Positiven als auch zum Negativen zu beeinflussen. Grundsätzlich scheint die Alginatabformung fehleranfälliger bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur zu sein, als die digitale Abformmethode. Die unterschiedlichen Ergebnisse der Scanner können nicht alleinig mit dem jeweiligen Aufnahmeprinzip begründet werden. Inwieweit sich zum Beispiel der Einfluss der Rechenalgorithmen der Hersteller auf das Scanergebnis auswirkt, bleibt ungeklärt.

Im Hinblick auf den Zeitaufwand der Abformung bestehen ebenfalls Unterschiede zwischen den jeweiligen Abformmethoden. Es kann festgehalten werden, dass die Alginatabformung im Vergleich zur digitalen Abformmethode für das reine Abformen eines vollständigen Zahnbogens, ohne bzw. mit Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur, größtenteils weniger Zeit in Anspruch nimmt. Dieser Sachverhalt ist jedoch hinfällig, wenn man die Notwendigkeit der Überführung in ein positives Modell durch das Ausgießen der Negativform mit Gips berücksichtigt.

Eine Frage, die weiterer klinischer Untersuchungen bedarf, ist, welches Maß an Übertragungsgenauigkeit der jeweiligen Abformmethode, konventionell oder digital, für eine Therapieplanung und optimale Fabrikation von therapeutischen Behandlungsmitteln als ausreichend angesehen werden kann.

Um die vorliegenden Ergebnisse zu verifizieren, wäre eine erneute Untersuchung unter klinischen Bedingungen wünschenswert. Zwar ist der Vorteil eines In-vitro-Settings in der standardisierten Durchführung der Versuche hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu sehen, jedoch berücksichtigen diese nicht die mannigfaltigen Einflussfaktoren des klinischen Alltags, die die Genauigkeit der verschiedenen Abformmethoden beeinflussen und infolge den gewünschten Therapieerfolg beeinträchtigen könnten.

## 6 Zusammenfassung

Das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur hat unterschiedliche Auswirkungen auf die Ergebnisse einer Abformung und beeinflusst infolgedessen entscheidend die Qualität der kieferorthopädischen Behandlung. Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, die Übertragungsgenauigkeit von Intraoralscannern bei Vorliegen einer festsitzenden Multibracket-Apparatur zu untersuchen. Hierbei wurde ein Vergleich zwischen der konventionellen Alginatabformung mit anschließender Modellherstellung mit Superhartgips Typ IV und der digitalen Modellherstellung durch fünf Intraoralscanner (*CS 3600*, Carestream Dental, Rochester, NY, USA; *Primescan*, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland; *Trios 4*, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark; *i500*, Medit, Seoul, Südkorea; *Emerald S*, Planmeca, Helsinki, Finnland) durchgeführt.

Vier Referenzpunkte in Form von Metallkugeln wurden vor der Alginatabformung und der Digitalisierung durch die Intraoralscanner auf das eigens für die vorgenommenen Versuche hergestellte Unterkiefermodell platziert. Die starre Positionierungsplatte aus Metall, in welcher die Kugeln magnetisch gesichert wurden, ermöglichte eine reproduzierbare Platzierung der Kugeln und diente zudem als ergebnissichernde Referenz für die Kugelpositionen. Im ersten Studiendurchgang wurde das Unterkiefermodell ohne Brackets, im zweiten und im dritten Studiendurchgang mit Metallbrackets sowie im vierten und im fünften Studiendurchgang mit Keramikbrackets versehen und jeweils digitalisiert. Ergänzend wurden die Studiendurchgänge drei und fünf mit einem an den Brackets befestigten metallischen Bogen durchgeführt. Die einzelnen Arbeitsschritte der jeweiligen Abformung wurden zeitlich erfasst, tabellarisch protokolliert und im Folgenden gegenübergestellt. In Summe konnten nach fünf Studiendurchgängen 300 ( $n = 12 \times 5 \times 5$ ) digitalisierte Modelle mit einer 3D-Software (*GOM Inspect*, Braunschweig, Deutschland) analysiert und 60 ( $n = 12 \times 5$ ) Gipsmodelle mit einem Koordinatenmessgerät ausgewertet werden. Die gemessenen linearen Distanzen und Winkel zwischen den Kugelmittelpunkten konnten infolge mit Referenzdaten verglichen werden.

Das Resultat der Auswertung und der statistischen Analyse der Distanz- und Winkelmessungen und der Zeiterfassung waren signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) innerhalb der Studiendurchgänge zwischen den verschiedenen Abformmethoden. Die Intraoralscanner zeigten bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur ohne sowie mit Bogen eine höhere Übertragungsgenauigkeit im Vergleich zum herkömmlichen Arbeitsablauf Alginatabformung und konventionelle Herstellung von Gipsmodellen.

Aufgrund dieser In-vitro-Studie können Intraoralscanner für eine Ganzkieferabformung, bei Vorliegen einer Multibracket-Apparatur ohne sowie auch mit einem metallischen Bogen, für den kieferorthopädischen Alltag empfohlen werden. Ohne das Vorhandensein einer Multibracket-Apparatur in situ kann mit der konventionellen Methode – Alginatabformung und Modellherstellung – eine höhere Genauigkeit erzielt werden.

## 7 Summary

The presence of a multibracket appliance has different effects on the results of an impression and consequently has a decisive influence on the quality of orthodontic treatment. The aim of this *in vitro* study was to investigate the transfer accuracy of intraoral scanners in the presence of a fixed multibracket appliance. A comparison was made between conventional alginate impression taking followed by model fabrication with superhard stone type IV and digital model fabrication using five intraoral scanners (CS 3600, Carestream Dental, Rochester, NY, USA; Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany; Trios 4, 3Shape, Copenhagen, Denmark; i500, Medit, Seoul, South Korea; Emerald S, Planmeca, Helsinki, Finland).

Four reference points in the form of metal spheres were placed on the mandibular model (made specifically for the tests performed) before alginate impressions were taken and digitized by the intraoral scanners. The rigid metal positioning plate, in which the spheres were magnetically secured, allowed reproducible placement of the spheres and also served as a result-securing reference for the sphere positions. In the first study cycle, the mandibular model was provided without brackets, in the second and third study cycles with metal brackets and in the fourth and fifth study cycles with ceramic brackets and digitized in each case. In addition, study cycles three and five were performed with a metal wire attached to the brackets. The individual steps of impression taking were recorded in time, logged in tabular form and compared in the following. In total, 300 ( $n = 12 \times 5 \times 5$ ) digitized models were analyzed with 3D software (GOM Inspect, Braunschweig, Germany) and 60 ( $n = 12 \times 5$ ) plaster models were evaluated with a coordinate measuring machine after five study cycles. As a result, the measured linear distances and angles between the sphere centers could be compared with reference data.

The result of the evaluation and the statistical analysis of the distance and angle measurements and the time recording show significant differences ( $p < 0.05$ ) within the study cycles between the different impression methods. The intraoral scanners showed higher transfer accuracy in the presence of a multibracket appliance without as well as with wire compared to the conventional workflow of alginate impression taking and conventional fabrication of plaster models.

Based on this in vitro study, intraoral scanners for full-arch impression taking in the presence of a multibracket appliance without as well as with a metallic wire can be recommended for everyday orthodontic use. Without the presence of a multibracket appliance in situ, higher accuracy can be achieved with the conventional method – alginate impression taking and model fabrication.

## 8 Darstellungsverzeichnis

### 8.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:1 Einteilung der Abformmaterialien nach Ernst <sup>39</sup> .....	2
Tabelle 1:2 Marktübersicht der gängigsten intraoralen Scansysteme <sup>88, 98, 152, 155</sup> .....	15
Tabelle 3:1 Abmessungen der Positionierungsplatte mit ihren Soll- und Ist-Werten .....	40
Tabelle 3:2 Verwendete Intraoralscanner .....	41
Tabelle 3:3 Verwendete kieferorthopädische Materialien .....	43
Tabelle 3:4 Messwerte der Reliabilität des Klebevorgangs .....	56
Tabelle 4:1 Gepoolte absolute lineare Distanzabweichungen [Mittelwert ± Standardabweichung (µm)] .....	61
Tabelle 4:2 Gepoolte prozentuale Distanzabweichungen [Mittelwert ± Standardabweichung (%)] .....	62
Tabelle 4:3 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 1 [Mittelwert ± Standardabweichung (µm)] .....	66
Tabelle 4:4 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 1 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)] .....	67
Tabelle 4:5 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 2 [Mittelwert ± Standardabweichung (µm)] .....	68
Tabelle 4:6 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 2 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)] .....	69
Tabelle 4:7 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 3 [Mittelwert ± Standardabweichung (µm)] .....	70
Tabelle 4:8 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 3 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)] .....	71
Tabelle 4:9 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 4 [Mittelwert ± Standardabweichung (µm)] .....	72
Tabelle 4:10 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 4 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)] .....	73
Tabelle 4:11 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 5 [Mittelwert ± Standardabweichung (µm)] .....	74
Tabelle 4:12 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 5 [Mittelwert ± Standardabweichung (%)] .....	75

Tabelle 4:13 Absolute Abweichungen zur linearen Distanz 6 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )] .....	76
Tabelle 4:14 Prozentuale Abweichungen zur linearen Distanz 6 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung (%)] .....	77
Tabelle 4:15 Gepoolte Winkelabweichungen [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	78
Tabelle 4:16 Absolute Abweichungen zum Winkel 1 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	82
Tabelle 4:17 Absolute Abweichungen zum Winkel 2 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	84
Tabelle 4:18 Absolute Abweichungen zum Winkel 3 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	86
Tabelle 4:19 Absolute Abweichungen zum Winkel 4 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	88
Tabelle 4:20 Absolute Abweichungen zum Winkel 5 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	90
Tabelle 4:21 Absolute Abweichungen zum Winkel 6 [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung ( $^\circ$ )] .....	92
Tabelle 4:22 Zeiterfassung der jeweiligen Abformmethode [Mittelwert $\pm$ Standardabweichung (s)] .....	94
Tabelle 5:1 Zusammenfassung der Distanz- und Winkelabweichungen als Ranking je Modellsituation [Mittelwert] .....	121
Tabelle 5:2 Zusammenfassung der Distanz- und Winkelabweichungen als Ranking je Modellsituation [Standardabweichung] .....	122

## 8.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:1 Kieferorthopädischer Workflow am Beispiel einer Aligner-Therapie.....	9
Abb. 1:2 CS 3600, Carestream Dental .....	16
Abb. 1:3 Primescan, Dentsply Sirona .....	18
Abb. 1:4 Trios 4, 3Shape.....	19
Abb. 1:5 Emerald S, Planmeca.....	20
Abb. 1:6 i500, Medit .....	21
Abb. 1:7 Aufnahmeprinzip der Triangulation.....	22
Abb. 1:8 Aufnahmeprinzip der konfokalen Mikroskopie .....	23
Abb. 3:1 Skizzierung des Studienaufbaus.....	37
Abb. 3:2 Studienmodell mit natürlichen Zähnen in situ .....	38
Abb. 3:3 Vorderseite der Positionierungsplatte mit befestigten Messkugeln .....	40
Abb. 3:4 Rückseite der Positionierungsplatte mit Magneten.....	40
Abb. 3:5 Studienmodell mit fixierten Referenzkugeln und Keramikbrackets .....	46
Abb. 3:6 Flowchart - Skizzierung der Durchführung der Intraoralscans .....	47
Abb. 3:7 Scanpfad Studienmodell, roter Punkt markiert den Start.....	47
Abb. 3:8 Alginatabformung mit Kugelnegativ (Kästchen) des Studienmodells mit Brackets.....	48
Abb. 3:9 Digitalisiertes Studienmodell mit Messkugeln und linearen Distanzen (GOM Inspect-Software) .....	51
Abb. 3:10 Winkel E1_E2 (GOM Inspect-Software).....	52
Abb. 3:11 Vermessung des Gipsmodells mit der Koordinatenmessmaschine.....	57
Abb. 4:1 Boxplot-Diagramm - Gepoolte lineare Distanzabweichungen in Bezug auf die Studiendurchgänge.....	65
Abb. 4:2 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 1 .....	67
Abb. 4:3 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 2.....	69
Abb. 4:4 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 3.....	71
Abb. 4:5 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 4.....	73
Abb. 4:6 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 5.....	75
Abb. 4:7 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zur linearen Distanz 6.....	77
Abb. 4:8 Boxplot-Diagramm - Gepoolte Winkelabweichungen in Bezug auf die Studiendurchgänge.....	81
Abb. 4:9 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 1 .....	83

Abb. 4:10 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 2 .....	85
Abb. 4:11 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 3 .....	87
Abb. 4:12 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 4 .....	89
Abb. 4:13 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 5 .....	91
Abb. 4:14 Boxplot-Diagramm - Abweichungen zum Winkel 6 .....	93
Abb. 4:15 Boxplot-Diagramm - Zeiterfassung der Abformmethoden .....	96

## 9 Literaturverzeichnis

1. DIN 5401 - German Institute for Standardization. Rolling bearings - balls for rolling bearings and general industrial use;2002.
2. International Organization for Standardization. ISO 3290-1:rolling bearings - balls - part I: steel balls;2014;1-14.
3. Adolphs N, Liu W, Keeve E, Hoffmeister B. RapidSplint: virtual splint generation for orthognathic surgery—results of a pilot series. *Computer Aided Surgery* 2014;19 (1-3):20-28.
4. Aechtner S. Entwicklung, Herstellung und aktueller Stand der Kunststoffprothesenzähne. *Quintessenz Zahntech* 2018;44 (11):1416-1424.
5. Ahlers MO, Bantleon H-P. Kieferorthopädie. *Georg Thieme Verlag* 2011;348-362.
6. Altieri F, Padalino G, Guarnieri R, Barbato E, Cassetta M. Computer-guided palatal canine disimpaction: A technical note. *Int J Comput Dent* 2020;23 (3):219-224.
7. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. *Elsevier Health Sciences* 2012;3-64.
8. 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. *Journal of Prosthodontic Research* 2018;62 (3):324-329.
9. Balkenhol M. CAD/CAM: ein aktueller Kurzüberblick über Workflows, Technologien und Komponenten–Teil 1: vom Scan bis zur Planung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2020;129 (3):88-91.
10. Balkenhol M. CAD/CAM: Ein aktueller Kurzüberblick über Workflows, Technologien und Komponenten–Teil 2: digitale Fertigung von Zahnersatz und Halbzeugen. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2020;129 (11):541-545.
11. Balkenhol M, Rehmann P, Siemer A, Ferger P, Wöstmann B. Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren-Teil 1: Dimensionstreue. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2005;114 (01/02):43-47.
12. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204 (9):505-511.
13. Beuer F, Schweiger J, Neumeier P, Güth J-F, Edelhoff D. Digitales Update: Wo stehen die Intraoralscanner heute? *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2012;121 (10):488-494.
14. Blanco D, Fernández P, Cuesta E, Suárez C. Influence of ambient light on the quality of laser digitized surfaces. *Proceedings of the world congress on engineering*; 2008;1:32-37.
15. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 2015;19 (8):2027-2034.

16. Bönning R. Kieferorthopädische Behandlungsplanung mit der computerunterstützten Behandlungsanalyse–CUBA. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie* 2018;50 (2):119-134.
17. Bosniac P, Rehmann P, Wöstmann B. Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clin Oral Investig* 2019;23 (5):2421-2427.
18. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, van der Meer WJ, Ren Y. Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2016;150 (2):261-267.
19. Burzynski JA, Firestone AR, Beck FM, Fields Jr HW, Deguchi T. Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2018;153 (4):534-541.
20. Cervino G, Fiorillo L, Herford AS, Laino L, Troiano G, Amoroso G, et al. Alginate Materials and Dental Impression Technique: A Current State of the Art and Application to Dental Practice. *Mar Drugs* 2018;17 (1):18.
21. Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME. Two-and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Bio-medical materials and engineering* 2010;20 (5):243-249.
22. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016;116 (2):184-190.e12.
23. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 2008;139 (6):761-763.
24. Christensen LR, Cope JB. Digital technology for indirect bonding. *Seminars in Orthodontics*; Elsevier 2018;451-460.
25. Christopoulou I, Kaklamanos EG, Makrygiannakis MA, Bitsanis I, Perlea P, Tsolakis AI. Intraoral Scanners in Orthodontics: A Critical Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2022;19 (3):1407.
26. Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. St. Louis: Mosby,1997;245.
27. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55 (3):559-570, ix.
28. DeLong R, Pintado MR, Ko CC, Hodges JS, Douglas WH. Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *Journal of prosthodontics* 2001;10 (2):78-85.
29. dentaldialogue; CARA I500. Intraoralscanner - Kulzer GmbH [URL: <https://dentaldialogue.de/intraoralscanner/cara-i500/>]. (Stand: 27.07.2022)
30. Dilip A, Gupta R, Geiger Z. Dental Alginate Impressions. 2022;308-327.
31. Drago CJ. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 (6):794-800.
32. Drechsler T. Korrektur der vertikalen Dimension in der Aligner-Therapie. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie* 2019;51 (2):113-125.

33. Duke P, Moore BK, Haug SP, Andres CJ. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent* 2000;83 (4):466-473.
34. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016;115 (3):313-320.
35. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 2015;46 (1):9-17.
36. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* 2019;22 (1):11-19.
37. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Genauigkeit von Gesamt- und Teilkieferabformungen aktueller intraoraler Scansysteme in vitro. *Int J Comput Dent* 2019;22 (1):11-19.
38. Ender A, Mehl A. Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems Einfluss von Scanstrategien auf die Genauigkeit von digitalen intraoralen Scansystemen. *International journal of computerized dentistry* 2013;16 (1):11-21.
39. Ernst S. Die Nichtmetalle. 2. Verlag Neuer Merkur GmbH 2007;51-88.
40. Erten O, Yilmaz BN. Three-Dimensional Imaging in Orthodontics. *Turk J Orthod* 2018;31 (3):86-94.
41. Fleming P, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research* 2011;14 (1):1-16.
42. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144 (3):471-478.
43. Frey G, Lu H, Powers J. Effect of mixing methods on mechanical properties of alginate impression materials. *J Prosthodont* 2005;14 (4):221-225.
44. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res* 2017;61 (4):450-459.
45. Garino F, Garino GB, Castroflorio T. The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: a two-year report. *J Clin Orthod* 2014;48 (2):98-106.
46. GC-Europe. Gebrauchsanweisung Fujirock EP.
47. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant dentistry* 2015;24 (5):498-504.
48. Giménez B, Özcan M, Martínez-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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2014;29 (4):853-862.

49. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan 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* 2017;26 (8):650-655.
50. Giordano 2nd R. Impression materials: basic properties. *General dentistry* 2000;48 (5):510.
51. Glisic O, Hoejbjerg L, Sonnesen L. A comparison of patient experience, chair-side time, accuracy of dental arch measurements and costs of acquisition of dental models. *The Angle Orthodontist* 2019;89 (6):868-875.
52. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;146 (5):673-682.
53. Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig* 2016;20 (7):1487-1494.
54. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont* 2018;31 (4):375-376.
55. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2011;20 (2):153-160.
56. 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* 2018;62 (3):347-352.
57. Hellmuth T. Neuere Methoden in der konfokalen Mikroskopie. *Physikalische Blätter* 1993;49 (6):489-491.
58. Heo H, Kim M. The Effects of Orthodontic Brackets on the Time and Accuracy of Digital Impression Taking. *Int J Environ Res Public Health* 2021;18 (10):5282.
59. Hiraguchi H, Kaketani M, Hirose H, Yoneyama T. Effect of immersion disinfection of alginate impressions in sodiumhypochlorite solution on the dimensional changes of stone models. *Dental materials journal* 2012;31 (2):280-286.
60. Hiraguchi H, Kaketani M, Hirose H, Yoneyama T. The influence of storing alginate impressions sprayed with disinfectant on dimensional accuracy and deformation of maxillary edentulous stone models. *Dental materials journal* 2010;29 (3):309-315.
61. Hoods-Moonsammy VJ, Owen CP, Howes DG. A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impressions for long-span implant-supported prostheses. *International Journal of Prosthodontics* 2014;27 (5):433-438.
62. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC oral health* 2017;17 (1):92.
63. Ireland AJ, McNamara C, Clover M, House K, Wenger N, Barbour ME, et al. 3D surface imaging in dentistry—what we are looking at. *British dental journal* 2008;205 (7):387-392.

64. Iturrate Mendieta M, Lizundia Fernández E, Amezua Lasuen X, Solaberrieta Méndez E. A new method to measure the accuracy of intraoral scanners along the complete dental arch: A pilot study. 2019;11 (6):331-340.
65. Iwasaki Y, Hiraguchi H, Iwasaki E, Yoneyama T. Effects of immersion disinfection of agar-alginate combined impressions on the surface properties of stone casts. *Dental Materials Journal* 2016;35 (1):45-50.
66. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015;26 (12):1430-1435.
67. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clinical Oral Implants Research* 2016;27 (12):e185-e189.
68. Jung YR, Park JM, Chun YS, Lee KN, Kim M. Accuracy of four different digital intraoral scanners: effects of the presence of orthodontic brackets and wire. *Int J Comput Dent* 2016;19 (3):203-215.
69. Jungbauer R, Eigenwillig P, Becker K, Proff P. CAD/CAM-gestützte Planung und Übertragungsmöglichkeiten von Brackets und Gaumenimplantaten. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie* 2020;52 (3):203-209.
70. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;81 (1):7-13.
71. Kang SJ, Kee YJ, Lee KC. Effect of the presence of orthodontic brackets on intraoral scans. *Angle Orthod* 2021;91 (1):98-104.
72. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J clin Orthod* 1997;31 (11):763-767.
73. Kappert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung. 1. *Georg Thieme Verlag* 2005;275.
74. Kim RJ, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent* 2018;120 (6):895-903.e1.
75. Kim YK, Kim SH, Choi TH, Yen EH, Zou B, Shin Y, et al. Accuracy of intraoral scan images in full arch with orthodontic brackets: a retrospective in vivo study. *Clin Oral Investig* 2021;25 (8):4861-4869.
76. Klering D, Eisenburger M, Stiesch M, Pott P-C. Die digitale intra-und extraorale Abformung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2019;128 (5):231-235.
77. Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115 (6):749-754.
78. Krey K-F, Orlob F, Gorynia S, Kühnert R. Digitale Kieferorthopädie. *Zahnmedizin up2date* 2015;9 (6):537-560.
79. Kruskal WH, Wallis WA. Errata: Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American statistical Association* 1953;48 (264):907-911.
80. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *Journal of dentistry* 2016;55:68-74.

81. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical oral investigations* 2015;19 (8):2035-2043.
82. Kwon M, Cho Y, Kim D-W, Kim M, Kim Y-J, Chang M. Full-arch accuracy of five intraoral scanners: In vivo analysis of trueness and precision. *Korean journal of orthodontics* 2021;51 (2):95-104.
83. Lecocq G. Digital impression-taking: fundamentals and benefits in orthodontics. *International Orthodontics* 2016;14 (2):184-194.
84. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical oral implants research* 2013;24 (1):111-115.
85. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017;117 (1):93-101.
86. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, et al. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthet Dent* 2017;118 (1):69-75.
87. Lippold C, Kirschnick C, Schreiber K, Abukiress S, Tahvildari A, Moiseenko T, et al. Methodological accuracy of digital and manual model analysis in orthodontics - A retrospective clinical study. *Comput Biol Med* 2015;62:103-109.
88. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 2014;54:203-221.
89. Luthardt RG, Kühmstedt P, Walter MH. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dental Materials* 2003;19 (1):19-24.
90. Luthardt R, Loos R, Quaas S. Accuracy of Intraoral Data Acquisition in Comparison to the Conventional Impression Genauigkeit intraoraler Datenerfassung im Vergleich zur konventionellen. *International journal of computerized dentistry* 2005;8:283-294.
91. Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey J-M, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP, et al. Linear measurements using virtual study models: a systematic review. *The Angle Orthodontist* 2012;82 (6):1098-1106.
92. Machado V, de Castro Bettoni FC, Jaeger C, Rodrigues EA, Silva N. CAD/CAM Beyond Intraoral Restorations: Maxillofacial Implant Guide. *Compendium of continuing education in dentistry* 2019;40 (7):466-472.
93. Mangano A, Beretta M, Luongo G, Mangano C, Mangano F. Suppl-1, M8: Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress Among Young Orthodontic Patients. *The Open Dentistry Journal* 2018;12:118.
94. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 2017;17 (1):149.
95. Mausbach KA, Heun U, Balkenhol M, Wöstmann B. Einfluss des Anmischens auf Reißfestigkeit und Dichte von abgebundenen Alginaten. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2017;126 (3):74-77.

96. Means CR, Flenniken IE. Gagging—a problem in prosthetic dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry* 1970;23 (6):614-620.
97. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry* 1999;2 (1):9.
98. Mereti E, Bär S, Gedrange T, Botzenhart U. Digitalisierung in der Kieferorthopädie—ein kurzer Überblick. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2017;126 (07/08):344-351.
99. Meyer-Lückel H, Paris S. Kariesinfiltration. *Zahnmedizin up2date* 2011;5 (04):323-340.
100. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28 (1):44-56.
101. Moon YG, Lee KM. Comparison of the accuracy of intraoral scans between complete-arch scan and quadrant scan. *Prog Orthod* 2020;21 (1):36.
102. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international* 2016;47 (4):343-349.
103. Nandini VV, Venkatesh KV, Nair KC. Alginate impressions: A practical perspective. *J Conserv Dent* 2008;11 (1):37-41.
104. Nassar U, Oko A, Adeeb 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. *The Journal of prosthetic dentistry* 2013;109 (3):172-178.
105. Naumovski B, Kapushevska B. Dimensional Stability and Accuracy of Silicone - Based Impression Materials Using Different Impression Techniques - A Literature Review. *Pril (Makedon Akad Nauk Umet Odd Med Nauki)* 2017;38 (2):131-138.
106. OA A-J, Harrison A, RW V, McNally L. The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy of some impression materials. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2004;4 (3):154-160.
107. Park JM, Choi SA, Myung JY, Chun YS, Kim M. Impact of Orthodontic Brackets on the Intraoral Scan Data Accuracy. *Biomed Res Int* 2016;2016:5075182.
108. Parkhouse R. Tip-Edge Orthodontics and the Plus Bracket. E-Book. *Elsevier Health Sciences* 2008;13-41.
109. Peter Rehmann P, Dent M, Sichwardt V, Wöstmann B, Dent DM. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. 2017;30 (1):27-29.
110. Piechota S, Stiesch M, Pott P-C. Additive Fertigungstechniken in der modernen, digitalen Zahnmedizin. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2018;127 (01/02):44-47.
111. Pott P, Stiesch M. Digitaler Workflow—computergestützt zur optimalen Patientenversorgung. *Bayer Zahnärztebl* 2017:46-51.

112. Praça L, Pekam FC, Rego RO, Radermacher K, Wolfart S, Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dental Materials* 2018;34 (11):e280-e288.
113. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent* 2018;119 (3):377-383.
114. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am* 2017;61 (4):779-796.
115. Rascher R. Stand der Technik und Aufgabenstellung. Experimentelle Untersuchungen zur Technologie der Kugelherstellung. *Springer, Berlin, Heidelberg* 1989;2-12.
116. Rehmann P, Mausbach K, Wöstmann B. Vorbereitungen bei einer konventionellen Abformung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2017;126 (01/02):51-52.
117. Reich S, Vollborn T, Wolfart S. Die optische intraorale Abformung—vier Systeme im Überblick. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2012;67 (3):177.
118. Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M. Intraoral Optical Impression Systems—An Overview Intraorale optische Abformsysteme—eine Übersicht. *International journal of computerized dentistry* 2013;16 (2):143-162.
119. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 2017;118 (1):36-42.
120. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical study of the influence of ambient light scanning conditions on the accuracy (trueness and precision) of an intraoral scanner. *Journal of Prosthodontics* 2020;29 (2):107-113.
121. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng* 2017;2017:8427595.
122. Roig E, Garza LC, Álvarez-Maldonado N, Maia P, Costa S, Roig M, et al. In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants. *PLoS One* 2020;15 (2):e0228266.
123. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016;149 (2):161-170.
124. Rosted P, Bundgaard M, Fiske J, Pedersen AM. The use of acupuncture in controlling the gag reflex in patients requiring an upper alginate impression: an audit. *Br Dent J* 2006;201 (11):721-725.
125. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R. CAD/CAM—Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2003;58 (10):559-569.
126. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. Abformung ganzer Kiefer: Können Intraoralscanner mit der konventionellen Abformung mithalten? *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2020;129 (07/08):334-340.

127. Schlenz MA, Schmidt A, Wöstmann B, Ruf S, Klaus K. In vitro comparison of analog versus digital impressions of the periodontally compromised dentition focused on interdental areas. *Int J Comput Dent* 2019;22 (2):131-138.
128. Schmidt A, Klusmann L, Wöstmann B, Schlenz MA. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med* 2020;9 (3):688.
129. Schmidt A, Schlenz MA, Wöstmann B. Intraoralscanner im Fokus–mehr als nur eine digitale Abformung? *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2019;128 (07/08):371-375.
130. Shin SH, Yu HS, Cha JY, Kwon JS, Hwang CJ. Scanning Accuracy of Bracket Features and Slot Base Angle in Different Bracket Materials by Four Intraoral Scanners: An In Vitro Study. *Materials (Basel)* 2021;14 (2).
131. Silli S. CAD/CAM in Orthodontics-Customized Multibracket Appliances. *Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie* 2016;48 (2):109-114.
132. Silli SM, Silli E. Individuelle ideale Bracketplatzierung mithilfe von computergestütztem virtuellen Setup und Roboter. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie* 2000;32 (03):247-256.
133. Dentsply Sirona; Factsheet: Primescan-a technological milestone. [URL: <https://news.dentsplysirona.com/de/loesungen-themen/primescan.html>. (Stand: 27.07.2022)
134. Skramstad M. Welcome to Cerec Primescan AC Willkommen Cerec Primescan AC. *International journal of computerized dentistry* 2019;22 (1):69-78.
135. Song J, Kim M. Accuracy on Scanned Images of Full Arch Models with Orthodontic Brackets by Various Intraoral Scanners in the Presence of Artificial Saliva. *Biomed Res Int* 2020;2020:2920804.
136. Surna R, Junevicius J, Rutkauskas E. In vitro investigation of the integration depth of oral fluids and disinfectants into alginate impressions. *Stomatologija* 2009;11 (4):129-134.
137. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci* 2018;60 (1):1-7.
138. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 2015;24 (4):313-321.
139. Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, et al. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2018;120 (3):382-388.
140. Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. 2012;7 (8):e43312.
141. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28 (1):3-12.
142. Vogel AB, Kilic F, Schmidt F, Ruebel S, Lapatki BG. Dimensional accuracy of jaw scans performed on alginate impressions or stone models. Springer; 2015;351-365.

143. Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;93 (6):530-539.
144. Wilmes B, Drescher D. Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: Das Benefit-System. *Zahnmedizin update* 2008;2 (6):575.
145. Wöstmann B. Abformung im Wandel der Zeit. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2016;125 (07/08):366-371.
146. Wöstmann B. Standardisierung bei der Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz. *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik Köln: Deutscher Ärzte-Verlag* 2010:85-96.
147. Wriedt S, Schmidtmann I, Niemann M, Wehrbein H. Digital 3D image of bimaxillary casts connected by a vestibular scan. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 2013;74 (4):309-318.
148. Xue C, Xu H, Guo Y, Xu L, Dhami Y, Wang H, et al. Accurate bracket placement using a computer-aided design and computer-aided manufacturing-guided bonding device: An in vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2020;157 (2):269-277.
149. Yilmaz H, Aydin MN. Digital versus conventional impression method in children: Comfort, preference and time. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2019;29 (6):728-735.
150. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 2014;14:10.
151. 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. *Clinical oral investigations* 2016;20 (4):799-806.
152. Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: a current review Chairside-Systeme: eine aktuelle Übersicht. *International journal of computerized dentistry* 2017;20 (2):123-149.
153. Zilberman O, Huggare J, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *The Angle Orthodontist* 2003;73 (3):301-306.
154. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc* 2020;151 (2):127-135.
155. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems—a current overview Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. *International Journal of Computerized Dentistry* 2015;18 (2):101-129.
156. Zinser MJ, Mischkowski RA, Sailer HF, Zöllner JE. Computer-assisted orthognathic surgery: feasibility study using multiple CAD/CAM surgical splints. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;113 (5):673-687.

# 10 Anhang

## 10.1 Votum Ethik-Kommission

JUSTUS-LIEBIG



UNIVERSITÄT  
GIESSEN

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

Frau Prof. Dr. Sabine Ruf  
Poliklinik für Kieferorthopädie  
Schlangenzahl 14  
35392 Gießen

AZ.: 143/09

*Titel: Verwendung extrahierter Zähne für Forschungszwecke.*

**Ihr Schreiben vom 29.04.2021**

**Dissertationsprojekt Herr Marco Mersmann:**

**"Intraoralscanner in der Kieferorthopädie - Genauigkeit von Abformungen bei Multibracket-Apparatur in situ. "**

Sehr geehrte Frau Professor Ruf,

für die in Ihrem Schreiben genannte Situation existiert ein positives Votum der Ethik-Kommission. Es bestehen keine Einwände der Ethik-Kommission gegen das von Ihnen beschriebene Vorgehen.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. H. Tillmanns  
Vorsitzender

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

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

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

Gießen, 18. Mai 2021  
Dr. Kr./

## 10.2 Publikationsverzeichnis

Aus der vorliegenden Arbeit ist bisher folgende Publikation hervorgegangen:

*Jahrestagung der European Orthodontic Society 2022*



### Transfer accuracy of digital and conventional full-arch impressions influenced by fixed orthodontic appliances:

#### A reference aid-based in-vitro study

Klaus K<sup>1</sup>, Schlenz MA<sup>2</sup>, Mersmann M<sup>2</sup>, Ruf S<sup>1</sup>, Bock NC<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Orthodontics, Justus-Liebig-University Gießen, Germany

<sup>2</sup> Department of Prosthodontics, Justus-Liebig-University Gießen, Germany

#### Conclusion:

Within the limitations of this in-vitro study, intraoral scanners can particularly be recommended for impressions with fixed orthodontic appliances. Conventional alginate impressions remain the gold standard in settings without fixed orthodontic appliances.

#### Aim:

The purpose of this in-vitro study was to investigate the influence of fixed orthodontic appliances (FOA) on the transfer accuracy of full-arch impressions of five intraoral scanners (IOS): CS3600, Primescan, Trios 4, Medit i500, Emerald S.

#### Material and Methods:

A test model with human teeth was used to simulate five different settings: natural teeth (group A), metal brackets without/with wire (groups B/C), ceramic brackets without/with wire (groups D/E, Fig. 1).

Conventional alginate impressions (CAI), which were further processed to plaster models using type IV dental stone served as gold standard. To compare the data with the actual model situation, an established reference aid-based method was applied: four high-precision metal spheres with known dimensions were reversibly bonded to the occlusal surfaces of the first premolars and second molars using a magnetic reference aid, which allows a reproducible placement of the spheres with a precision of less than 10µm.



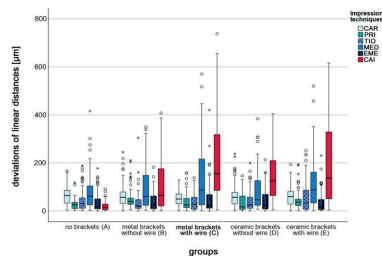
**Figure 1**

Test model with five different settings: natural teeth without brackets (A), metal brackets without/with wire (B/C), ceramic brackets without/with wire (D/E). Please note the reference aid with inserted reference spheres before bonding on the lower left.

A total of 300 (n=12x5x5) scan datasets were analysed with a 3D software (GOM Inspect). 60 (n=12x5) plaster casts of CAI were measured with a coordinate measurement machine. Transfer accuracy in terms of trueness and precision was determined according to ISO 5725-1 by measuring the deviations between the reference aid and the digital respectively conventional impressions.

#### Results:

For natural teeth without FOA (group A), CAI was the most accurate impression technique. For all groups with brackets (B to E), IOS showed a higher transfer accuracy compared to CAI, even for long-span variations (p<0.001). There were, however, significant variations (p<0.05) between the different IOS analysed. The accuracy of CAI decreased significantly with inserted wires, while most IOS showed comparable or higher transfer accuracy (Fig. 2).



**Figure 2**

Boxplots of linear distance deviations between the different impression techniques for the five model settings. Please note the increase of deviations in CAI with brackets and wires, while the IOS perform similarly with and without inserted wires.

Contact: katharina.klaus@dentist.med.uni-giessen.de



## The transfer accuracy of digital and conventional full-arch impressions influenced by fixed orthodontic appliances: a reference aid-based in vitro study

Maximiliane Amelie Schlenz<sup>1</sup> · Katharina Klaus<sup>2</sup> · Alexander Schmidt<sup>1</sup> · Bernd Wöstmann<sup>1</sup> · Marco Mersmann<sup>2</sup> · Sabine Ruf<sup>2</sup> · Niko Christian Bock<sup>2</sup>

Received: 1 March 2022 / Accepted: 6 September 2022  
© The Author(s) 2022

### Abstract

**Objectives** The aim of this in vitro study was to investigate the influence of fixed orthodontic appliances (FOAs) on the transfer accuracy of full-arch impressions by five intraoral scanners (IOSs): CS3600, Primescan, Trios 4, Medit i500, Emerald S, and one conventional alginate impression (CAI).

**Materials and methods** To compare the data with the actual model situation, an established reference aid-based method was applied. A test model with human teeth was used and modified for each testing group, resulting in five different settings: natural teeth (group A), metal brackets without/with wire (groups B/C), ceramic brackets without/with wire (groups D/E). A total of 300 ( $n = 12 \times 5 \times 5$ ) scan datasets of IOSs were analyzed using a 3D software (GOM Inspect) and 60 ( $n = 12 \times 5$ ) plaster casts of CAI were measured with a coordinate measurement machine. The deviations between the reference aid and the impressions were determined.

**Results** For all groups with brackets (B to E), IOSs showed a higher transfer accuracy compared to CAI, even for long-span distances. However, some significant differences between the IOSs were observed ( $p < 0.05$ ).

**Conclusions** Within the limitations of this in vitro study, IOSs can be recommended for impressions with and without FOAs, even if CAI showed the smallest average deviations in settings without FOAs.

**Clinical relevance** IOSs are widely used in orthodontics and the current study demonstrated that their use enables fast impression taking even in settings with fixed orthodontic appliances. In addition, for these settings, the transfer accuracy is higher than with conventional alginate impressions. Nevertheless, a re-investigation in a clinical setting should be performed to verify the current in vitro findings.

**Keywords** Intraoral scanner · Digital dentistry · Accuracy · Precision · Trueness · Full-arch impression · Fixed orthodontic appliance

## 11 Ehrenwörtliche 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, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. 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 und 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, den 16.05.2023

Ort, Datum

---

Unterschrift

## 12 Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater, *PD Dr. Niko Christian Bock*, für die freundliche Überlassung des Themas und für seine engagierte und kompetente Betreuung sowie für seine Zuverlässigkeit und motivierenden Worte. Ebenso bedanke ich mich für seine Hilfsbereitschaft bei allen Fragen und für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Ein großer Dank gilt *PD Dr. Maximiliane Schlenz* für ihre Betreuung und Motivation. Ebenso möchte ich mich für die stets hilfreiche Unterstützung, für ihre Anregungen sowie für den fachlichen Austausch während dieser Zeit bedanken.

Ein besonderer Dank gilt *Prof. Dr. Sabine Ruff* für die Möglichkeit der Durchführung und Anfertigung dieser Arbeit in ihrer Abteilung. Darüber hinaus möchte ich mich für ihre Unterstützung und wertvollen Ratschläge zum Gelingen meiner Dissertation bedanken.

Gleichermaßen bedanke ich mich bei *PD Dr. Alexander Schmidt* sowie bei *Dr. Katharina Klaus* für die ausgezeichnete Betreuung und Unterstützung zu jeder Zeit.

*Dr. Johannes Herrmann* danke ich für die statistische Beratung.

Meinem langjährigen Freund *Oliver Noack* danke ich für die technische Unterstützung.

Dem *Dentallabor Bornemann GmbH* danke ich für die zahntechnische Unterstützung und Beratung.

Abschließend möchte ich mich besonders bei meinen Eltern und meiner Freundin bedanken. Danke für die Wertschätzung, den Rückhalt, die ausdauernde Unterstützung sowie das Verständnis zu jeder Zeit.

## **13 Lebenslauf**

Der Inhalt wurde aus Datenschutzgründen entfernt.



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

VVB LAUFERSWEILER VERLAG  
STAUFBENBERGRING 15  
D-35396 GIESSEN

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

ISBN: 978-3-8359-7121-9



9 783835 197121 9