

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey MME)
im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
(Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey)
der Universitätsmedizin der Universität Greifswald

**In vivo-Untersuchung zur Präzision kieferorthopädischer
Modellanalysen, zahnmedizinischer und kieferorthopädischer Befunde
sowie der Reproduzierbarkeit der Zahnfarbbestimmung mittels
Intraoralscan**

Inaugural - Dissertation

zur

Erlangung des akademischen

Grades

Doktor der Zahnmedizin
(Dr. med. dent.)

der

Universitätsmedizin

der

Universität Greifswald

2023

vorgelegt von: Louisa Kupke
geboren am: 07.09.1996
in: Berlin

Dekan: Prof. Dr. med. Karlhans Endlich

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey

2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

Ort, Raum: Greifswald, Walther-Rathenau-Str. 42a, Hörsaal ZZMK

Tag der Disputation: 11.09.2023

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht.....	3
2.1 Digitalisierung der intraoralen Situation	3
2.2 Technische Grundlagen intraoraler Scanner	4
2.3 Zur Genauigkeit intraoraler Scanner	7
2.4 Digitaler Workflow mittels Intraoralscanner	10
2.5 Zur Diagnostik mittels Intraoralscanner	13
2.6 Zur Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscanner.....	14
2.6.1 Farbmeterik und Grundlagen der Zahnfarbbestimmung	14
2.6.2 Methoden der Zahnfarbbestimmung	16
2.6.3 Funktionsprinzipien digitaler Farbbestimmungssysteme.....	19
2.7 Wissenschaftlicher Stand zur digitalen Zahnfarbbestimmung.....	21
3 Zielstellung	25
4 Material und Methoden	26
4.1 Probandenkollektiv	26
4.2 Klinischer Untersuchungsablauf der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan- Befundung	26
4.2.1 In vitro-Scan	27
4.2.2 In vivo-Scan.....	28
4.2.3 Digitale Modellanalyse	29
4.2.4 Digitale Intraoralscan-Befundung.....	30
4.3 Klinischer Untersuchungsablauf der Zahnfarbmessungen.....	32
4.3.1 Elektronische Zahnfarbmessung mittels Primescan	32
4.3.2 Elektronische Zahnfarbmessung mittels Spektrophotometer.....	33

4.4	Methode der statistischen Auswertung.....	35
4.4.1	Auswertung der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befunde	35
4.4.2	Auswertung der elektronischen Zahnfarbmessungen	36
5	Ergebnisse	37
5.1	Ergebnisse der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befunde.....	37
5.1.1	In vitro-Scans	37
5.1.2	In vivo-Scans - interindividuelle Reliabilität	38
5.1.3	Digitale Intraoralscan-Befundung - interindividuelle Reliabilität	40
5.2	Ergebnisse der elektronischen Zahnfarbmessungen	42
5.2.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit	42
5.2.2	Interindividuelle Reproduzierbarkeit	44
6	Diskussion	47
6.1	Methodendiskussion	47
6.1.1	Methodendiskussion der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befundung.....	47
6.1.2	Methodendiskussion der elektronischen Zahnfarbmessungen	52
6.2	Diskussion der Ergebnisse	56
6.2.1	Ergebnisdiskussion der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befunde	56
6.2.2	Ergebnisdiskussion der elektronischen Zahnfarbmessungen	63
6.3	Schlussfolgerungen	68
7	Zusammenfassung.....	70
8	Literaturverzeichnis	72
9	Anhang	89

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schema der optischen Triangulation,	5
Abb. 2: Schema des konfokalen Prinzips,	6
Abb. 3: Schema der Active-Wavefront-Sampling-Technik,	6
Abb. 4: L*C*h* Zahnfarbraum	15
Abb. 5: CEREC Primescan AC (a), Scankopf (b)	27
Abb. 6: Aufbau der Voruntersuchung: Phantomkopf mit Frasaco-Modellen	27
Abb. 7: Scanpfad (174)	28
Abb. 8: Screenshot eines in vivo-Ganzkieferscans der Primescan	29
Abb. 9: Screenshot aus OnyxCeph, Referenzpunktzuordnung	30
Abb. 10: Screenshot aus OnyxCeph, Intraoralscan-Befundung	31
Abb. 11: Screenshot der Zahnfarbmessung am Intraoralscan	33
Abb. 12: VITA Easyshade V (a), Messspitzendurchmesser (b), Display (c)	33
Abb. 13: Konstruktion und Anfertigung der Platzierungshilfe	34
Abb. 14: Zahnfarbmesssegmente	34
Abb. 15: Spektrophotometrische Zahnfarbmessung	34
Abb. 16: Bland-Altman Plots der digitalen Modellanalysen,	39
Abb. 17: Bland-Altman Plot für Easyshade und Primescan bezüglich d(OM1)	44
Abb. 18: Bland-Altman Plot für Easyshade vs. Primescan bezüglich d(OM1)	46

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Exemplarische Übersicht von Intraoralscannern nach optischen Aufnahmeprinzipien	4
Tabelle 2: Befundparameter für die digitale Intraoralscan-Befundung	31
Tabelle 3: Stärke der Übereinstimmung nach Byrt	35
Tabelle 4: Mittelwert (\bar{X}) und Standardabweichung (SD) der Frasaco-Modellanalysen	37
Tabelle 5: Interindividuelle Reliabilität der digitalen Modellanalysen (ICC)	38
Tabelle 6: Mittelwert der Differenzen und obere/untere Übereinstimmungsgrenzen	40
Tabelle 7: Interindividuelle Reliabilität der zahnärztlichen Befunde von U_1/U_2 (Kappa)	41
Tabelle 8: Interindividuelle Reliabilität der kieferorthopädischen Befunde von U_1/U_2 (Kappa)	41
Tabelle 9: Intraindividuelle Übereinstimmung bezüglich ΔE	42
Tabelle 10: Intraindividuelle Übereinstimmung und Reliabilität bezüglich d(OM1)	43
Tabelle 11: Interindividuelle Übereinstimmung bezüglich ΔE - Easyshade vs. Primescan	45
Tabelle 12: Interindividuelle Übereinstimmung bezüglich d(OM1) - Easyshade vs. Primescan	45

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design (computergestützte Konstruktion)
CAI	Computer Aided Impression (computergestützte Abformung)
CAM	Computer Aided Manufacturing (computergestützte Fertigung)
CCD	charge-coupled device (lichtempfindliches elektronisches Bauelement)
CI	Konfidenzintervall
CIE	Commission Internationale de l'Éclairage (Internationale Beleuchtungskommission)
et al.	et alii (m), et aliae (f), et alia (n), und andere
FDI	Fédération Dentaire Internationale (Internationaler Fachverband der Zahnärzte)
FZB	Frontzahnbereich
HD	high definition (hohe Auflösung)
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient
Kap.	Kapitel
L*a*b*	L = lightness (Helligkeit), a = Rot-Grün-Achse, b = Gelb-Blau-Achse
L*C*h*	L = lightness (Helligkeit), C = chroma (Sättigung), h = hue (Farbton)
LED	light emitting diode (Leuchtdiode)
mm	Millimeter
n	Anzahl
NA*	nicht auswertbar
nm	Nanometer
OK	Oberkiefer
OP	Operation
RGB	Rot, Grün, Blau
SD	Standardabweichung
SDCD	smallest detectable color difference (kleinster nachweisbarer Farbunterschied)
STL	Surface Tessellation Language (Dateiformat)
SZB	Seitenzahnbereich
Tab.	Tabelle
TFT	thin film transistor (Dünnschichttransistor)
UK	Unterkiefer
vs.	versus
ΔE	Delta E (euklidischer Abstand zwischen zwei Farben)
3D	dreidimensional
μm	Mikrometer
ocxd	OnyxCeph-Dateiformat

1 Einleitung

Im Zuge der Digitalisierung werden Technologien, die auf (Computer-) Hardware, Software und Vernetzung beruhen, auch in zahnärztliche und zahntechnische Arbeitsabläufe integriert. Infolgedessen gestalten digitale Bildgebungsverfahren, Diagnostik-, Behandlungsplanungs- und Dokumentationsprogramme, Modell- und Intraoralscanner sowie 3D-Druckverfahren den klinischen Workflow grundlegend um. In den letzten Jahrzehnten wurden zunehmend intraorale Scansysteme weiterentwickelt, welche virtuelle Modelle als Abbild der intraoralen Situation des Patienten generieren. So ermöglichen Intraoralscans eine direkte Erfassung und Überführung der klinischen Gegebenheiten in einen dreidimensionalen Datensatz und sind als Alternative zum herkömmlichen Arbeitsablauf mit einer konventionellen Abformung und Modellherstellung anzusehen (1, 2).

Das erste intraorale Scansystem zur berührungslos optischen, dreidimensionalen intraoralen Aufnahme, welches 1987 als CEREC-1 System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) auf dem Markt erschien, wurde von Brandestini und Mörmann entwickelt (3). Vorerst galten Intraoralscanner als wesentlicher Bestandteil eines digitalen Workflows der konservierenden und prothetischen Zahnheilkunde zur Herstellung von Zahnersatz. In den letzten zwei Dekaden dehnte sich mit der Weiterentwicklung von Hardware- und Softwarekomponenten sowie den klinischen Einsatzmöglichkeiten auch das Indikationsfeld für direkte optische Abformungen auf das gesamte Spektrum der Zahnmedizin aus (4, 5). So stehen dem Nutzer im Anschluss an einen Scanvorgang zunehmend mehr Möglichkeiten zur Weiterverarbeitung von Intraoralscans zur Verfügung. Mittels softwareinterner Module sowie externer Softwareprogramme werden indikationsabhängige und individuelle Anwendungen oder Analysen ermöglicht (6).

Im digitalen Workflow mit Intraoralscannern ist die direkte Visualisierungsmöglichkeit und Analyse des 3D-Modells durch die Darstellung der gescannten Oberfläche in Echtzeit innerhalb der Softwareanwenderoberfläche intraoraler Scanner möglich. An der Überlegenheit gegenüber der Befunderhebung an konventionellen Gipsmodellen ist insbesondere die Echtfarbdarstellung von Intraoralscans beteiligt, mit welcher Farbveränderungen beispielsweise an Hart- und Weichgeweben quantifiziert werden können (7). Zur klinischen Diagnostik können neben Restaurationsmaterialien und

Zahnersatz auch Oberflächenbeschaffenheiten oder die Ausdehnung morphologischer Veränderungen erfasst werden. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit einer reproduzierbaren Dokumentation innerhalb eines zeitlichen Verlaufs. Beispielsweise kann die intraorale Situation mit einem Intraoralscan im Rahmen der zahnärztlichen Untersuchung, Nachsorge oder interdisziplinären Konsultation objektiv visualisiert werden (8).

Fachspezifisch finden Intraoralscans zur Diagnostik, Behandlungsplanung und Therapiedurchführung auch in der Kieferorthopädie Anwendung (9). Neben der Herstellung CAD/CAM-gefertigter kieferorthopädischer Apparaturen sind digitale Modelle insbesondere zur Befunderhebung von Bedeutung (10). Innerhalb der kieferorthopädischen Befunderhebung ist eine Modellanalyse an Situationsmodellen des Ober- und Unterkiefers grundlegend, um potentielle Malokklusionen festzustellen (11). Äquivalent zur konventionellen Modellanalyse können auch 3D-Modelle aus Intraoralscans zu diagnostischen Zwecken kieferorthopädisch analysiert werden (12).

Seit 2017 wurde die Software einiger Intraoralscanner um ein Modul zur Bestimmung von Zahnfarben erweitert, womit zusätzlich zur digitalen Aufnahme der intraoralen Situation die direkte Zahnfarbmessung möglich wird (13). In der konservierenden und prothetischen Zahnheilkunde ist die Zahnfarbestimmung beispielsweise zur Herstellung zahnfarbener Restaurationen von Bedeutung. Darüber hinaus ist sie insbesondere zur Diagnostik und Dokumentation intrinsischer und extrinsischer Zahnfarbveränderungen sowohl in der klinischen Praxis als auch für die Wissenschaft relevant (14). So wird mit Intraoralscans die Kombination von Informationen, die zur Herstellung von Zahnersatz, zur Diagnostik oder Dokumentation erforderlich sind, in einem 3D-Datensatz möglich (15).

2 Literaturübersicht

2.1 Digitalisierung der intraoralen Situation

Die Digitalisierung im Rahmen der intraoralen 3D-Datenerhebung umfasst die Generierung eines digitalen Datensatzes, welcher die klinische Situation des Patienten beschreibt. Zu unterscheiden ist eine direkte intraorale Digitalisierung mit Hilfe von Intraoralscannern (Intraoralscan; Computer Aided Impression) von einer extraoralen, indirekten Vorgehensweise, bei der eine konventionelle Abformung oder ein anschließend erstelltes Gipsmodell mit einem Modellscanner digitalisiert wird (16, 17). Im Bereich der indirekten Digitalisierung werden mechanisch taktile Scanner, die mit ihrer Messsonde das Objekt unter Kontakt abtasten, von optischen Verfahren, bei welchen berührungslos mit Laserscannern oder strukturiertem Weißlicht gearbeitet wird, unterschieden (18). Des Weiteren besteht mit digitalen Volumetomographen sowohl die Möglichkeit einer direkten Digitalisierung des Patienten selbst als auch der indirekten Digitalisierung eines Gipsmodells oder einer Abformung (19, 20).

Unabhängig vom Aufnahmeprinzip des Digitalisierungssystems entstehen 3D-Datensätze aus Punktwolken, welche sich in einem gemeinsamen, räumlichen Koordinatensystem befinden, um die digitalisierte Oberfläche zu beschreiben (21). Darin sind die Punktpositionen, beispielsweise innerhalb eines kartesischen Koordinatensystems, anhand der Zuordnung innerhalb der horizontalen (x-Achse) und vertikalen (y-Achse) Ebene sowie der Tiefenwahrnehmung (z-Achse) definiert. Zur Visualisierung des 3D-Datensatzes werden die einzelnen Punktwolken durch eine computergestützte Polygonisierung verknüpft (22). Während extraorale Digitalisierungssysteme wie Labor-/Modellscanner über größere Messbereiche verfügen, arbeiten Intraoralscanner mit kleineren Scanfildern. Entsprechend werden einzelne 3D-Datensätze über das Scanfeld von Einzelaufnahmen hinaus zugeordnet (englisch: matching) (23). Allgemein entsteht zur Rekonstruktion der Oberflächen ein virtuelles Modell aus drei- oder viereckig an den Ecken verknüpften Netzen (englisch: mesh) (24). Hinsichtlich der verschiedenen Digitalisierungsverfahren sind 3D-Modelle aus Intraoralscans als Äquivalent gegenüber Modellen anzusehen, welche indirekt mit Hilfe von Labor- oder Modellscannern digitalisiert werden (25-27).

2.2 Technische Grundlagen intraoralen Scanner

Zur dreidimensionalen Erfassung der intraoralen Situation nutzen Intraoralscanner drei unterschiedliche optische Aufnahmeprinzipien: die aktive Triangulation, die konfokale Bildgebung sowie die Active-Wavefront-Sampling-Technik (Tab. 1). Diese basieren alle auf der Projektion und Detektion von Licht, das von der zu erfassenden Oberfläche reflektiert wird. Weiterhin sind Intraoralscanner, bei welchen zur gleichmäßigen Lichtreflexion die Vorbehandlung der Zahnoberflächen durch eine Puderapplikation notwendig ist, von puderfrei arbeitenden Scansystemen zu unterscheiden (18, 28).

Tabelle 1: Exemplarische Übersicht von Intraoralscannern nach optischen Aufnahmeprinzipien

Optisches Aufnahmeprinzip	Name des Systems	Hersteller/Vertrieb
Aktive Triangulation	CEREC Omnicam AC	Dentsply Sirona GmbH, Bensheim, Deutschland ²
	Planmeca PlanScan	Planmeca OY, Helsinki, Finnland
	Planmeca Emerald/ S	Planmeca OY, Helsinki, Finnland
	CS3500	Carestream Dental GmbH, Stuttgart, Deutschland ³
	CS3600	Carestream Dental GmbH, Stuttgart, Deutschland ³
	CS3700	Carestream Dental GmbH, Stuttgart, Deutschland
	Medit i500	Medit Corp., Seoul, Korea
	Medit i700	Medit Corp., Seoul, Korea
	RAINBOW IOS	Dentium, Su-won, Korea
	MIA 3D	Densys 3D, Migdal Hameg, Israel
	Ormco Lythos	Ormco, Orange, USA
	KAVO Lythos	KaVo, Biberach/Riss, Deutschland
Konfokales Prinzip	TRIOS Color	3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark ¹
	TRIOS 3	3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark ¹
	TRIOS 4	3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark
	iTero Element	Align Technology, Kalifornien, USA ⁴
	CEREC Primescan AC	Dentsply Sirona GmbH, Bensheim, Deutschland ²
	Aadva IOS 100P	GC Europe GmbH, Gratwein-Strassengel, Österreich
	Intrascan	Zfx, Dachau, Deutschland
Active-Wavefront-Sampling	True Definition Scanner	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland ⁵
	Lava Chairside Oral Scanner C.O.S.	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland ⁶

Prinzip der aktiven Triangulation

Bei der optischen Triangulation (Abb. 1) ist im Allgemeinen ein passives Verfahren, bei welchem ohne aktive Beleuchtungseinheit gearbeitet wird, von der aktiven Triangulation zu unterscheiden. Zahnärztliche Scansysteme wie Laborscanner und Intraoralscanner verwenden die aktive Triangulation. Zur Datenerfassung wird von einer Beleuchtungsquelle Licht in einem definierten Winkel auf eine Objektoberfläche projiziert. Von dieser wird es reflektiert und anschließend in einem bestimmten Winkel vom optischen Kamerasystem als Fotoaufnahme erfasst. Die Strecke zwischen Projektor und Detektor ist durch einen genormten Abstand bekannt. So lassen sich anhand der Winkel und Strecken zwischen der Aufnahmeeinheit und der zu scannenden Oberfläche die Größe und Form des sich daraus bildenden Dreiecks trigonometrisch berechnen. Dadurch kann die genaue Position (x-, y- und z-Koordinaten) der reflektierenden Objektoberfläche berechnet werden, um ein 3D-Profil zu generieren. In Abhängigkeit von der Dimension der beleuchteten Fläche werden neben punktuellen Messungen überwiegend flächenhafte Streifenlichtmuster projiziert, sodass der Erfassungsprozess beschleunigt wird (3, 29).

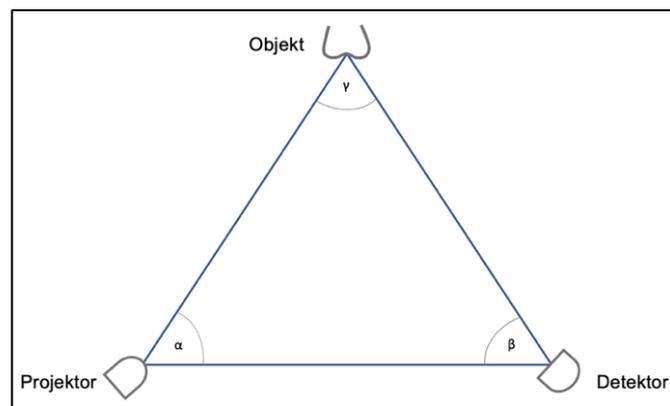


Abb. 1: Schema der optischen Triangulation,
in Anlehnung an (30)

Konfokales Prinzip

Beim konfokalen Laser-Scanning (Abb. 2) wird nach dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie vorgegangen. Parallele, innerhalb einer Linse gebündelte, Lichtstrahlen werden auf ein Objekt projiziert und von diesem anschließend im gleichen Strahlengang reflektiert. So liegen der gerichtete und der reflektierte Lichtstrahl übereinander. Reflektiertes Licht außerhalb des Fokusbereichs wird durch eine Lochblende gefiltert, damit lediglich Strahlen, welche die Lochblende passieren, auf den Detektor treffen (31). Bei der Vermessung der Objektoberfläche werden

unterschiedliche Fokusebenen abgebildet, welche bei der Zuordnung der Einzelaufnahmen zu einem 3D-Datensatz verrechnet werden (32).

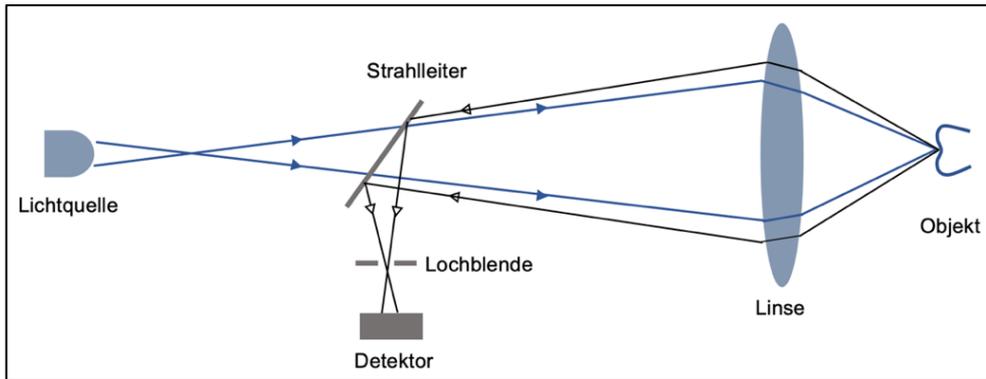


Abb. 2: Schema des konfokalen Prinzips,
in Anlehnung an (3)

Active-Wavefront-Sampling

Andere Scansysteme funktionieren nach der Active-Wavefront-Sampling-Technik (Abb. 3), bei der dreidimensionale Daten durch eine kontinuierliche Videoaufnahme generiert werden (3). Das Verfahren wird auch als 3D-in-Motion-Technologie bezeichnet. Auf ein Objekt projiziertes Licht wird reflektiert und gelangt teilweise durch eine bewegliche, dezentralisierte Blende (Active-Wavefront-Sampling-Modul/ AWS Modul), welche außerhalb der optischen Achse liegt und um diese herum zirkuliert (33). Die erfassten Bildpunkte werden kreisförmig auf der Bildebene abgebildet. Entsprechend des Kreisdurchmessers, der sich zur Objektentfernung verändert, kann die dritte Dimension berechnet werden. Für das Verfahren wird ein Puder (Titanoxid-Partikel) auf die zu scannende Oberfläche aufgetragen, wodurch ein stochastisches Muster, das Referenzpunkte auf der gescannten Oberfläche bildet, entsteht (34).

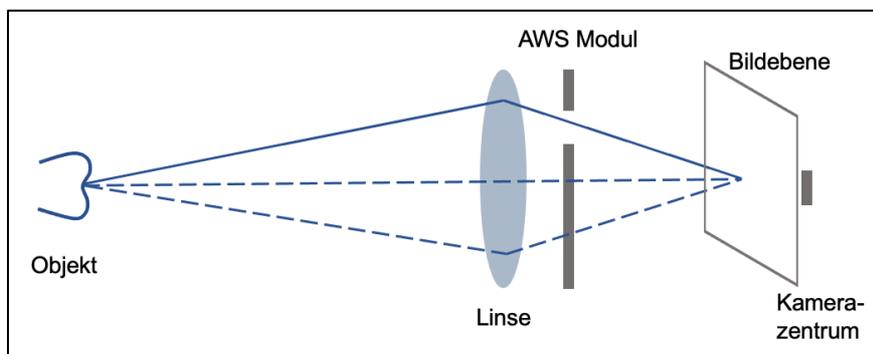


Abb. 3: Schema der Active-Wavefront-Sampling-Technik,
in Anlehnung an (3)

2.3 Zur Genauigkeit intraoraler Scanner

Unter dem Begriff des Intraoralscans (CAI: Computer Aided Impression) ist die berührungslos optische, dreidimensionale intraorale Aufnahme von Hart- und Weichgewebsstrukturen mit der anschließenden Umwandlung in einen digitalen Datensatz zu verstehen (34). An die Genauigkeit von Abformungen bestehen, je nach Verwendungszweck, entsprechende Anforderungen. Die Genauigkeit ergibt sich aus den Faktoren Richtigkeit und Präzision (35). Die Richtigkeit wird durch die Abweichung von der abzuformenden Originalgeometrie (Dimensionstreue) und die Präzision (Zuverlässigkeit) durch Abweichungen innerhalb wiederholter Abformungen definiert (36). Zur Untersuchung der Genauigkeit von Intraoralscannern bestehen verschiedene Möglichkeiten. Zum einen kann ein Vergleich zu konventionellen oder kombiniert digitalen Verfahren gezogen werden. Zum anderen kann die interne und marginale Passform resultierender Restaurationen oder die Abweichung eines Intraoralscans zu einem digitalen Referenzmodell untersucht werden.

Als Einflussfaktoren auf die Genauigkeit von digitalen Abformungen gelten neben Hardware- und Softwarekomponenten auch die verschiedenen Aufnahmeprinzipien intraoraler Scanner (37). Eine potentielle Fehlerquelle besteht außerdem in der unzureichenden Kalibrierung von Intraoralscannern vor dem Scanprozess (38). Zudem können patientenabhängige Faktoren wie ein limitiertes Platzangebot für den Scankopf sowie der Speichelfluss oder Bewegungen des Patienten die Genauigkeit beeinflussen (39). Auch die Vorbehandlung der Zahnoberflächen im Sinne einer intraoralen Puderapplikation kann sich durch inhomogene Beschichtungsdicken negativ auf die Abformqualität auswirken (28). Weiterhin kann der Scanpfad, als Leitlinie für die Abfolge der Scankopfbewegungen entlang der zu scannenden Bereiche, die Genauigkeit beeinflussen (40, 41). So sind Ender und Mehl der Auffassung, dass sich die Genauigkeit von Intraoralscans mit einem adäquaten Scanpfad um nahezu 100 % steigern lassen kann (42). Auch verschiedene Scanstrategien können Einfluss auf die Genauigkeit nehmen. Beispielsweise können für Zahnlücken mit Hilfe von Verbindungselementen künstliche Orientierungspunkte für den Scanner geschaffen werden, um die Genauigkeit des Intraoralscans zu erhöhen (43). Auch für unbezahnte Kiefer werden verschiedene Scanstrategien mittels künstlicher Referenzstrukturen beschrieben, sodass die Genauigkeit optimiert werden kann (44).

Als ausschlaggebendes Maß für die Abformgenauigkeit von Intraoralscannern wird in der Literatur die Extension des Scanfeldes entlang des Zahnbogens beschrieben (45). So wird zwischen Teilbogen-/Teilkiefer- und Ganzkieferscans differenziert.

Teilbogen-/Teilkieferscans

Zur Bewertung der Abformgenauigkeit liegt der klinische Untersuchungsschwerpunkt häufig auf der internen und marginalen Restaurationspassgenauigkeit. Auch wenn kein klarer Konsens über Randspaltbreiten hinsichtlich der klinischen Passgenauigkeit besteht (46), gilt ein Referenzwert von weniger als 100 µm zwischen Präparationsgrenze und Restaurationsrand als bewährter Standard (47). Für die Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen ist beschrieben worden, dass Intraoralscans als Alternative zur konventionellen Abformung betrachtet werden können (48, 49). Freire et al. (50) berichteten innerhalb einer in vitro-Untersuchung bezüglich digitaler Abformungen mit Intraoralscannern, dass die CAD/CAM-gefertigten Kronen eine mittlere Randschlussdiskrepanz von 35,21 µm erreichten, womit das Ergebnis dem in der Literatur angegebenen Referenzrahmen von 50-100 µm für CAD/CAM-Restaurationen entspricht (51). Weiterhin kamen sowohl Chochlidakis et al. (52) in einem systematischen Review als auch Syrek et al. (53) in einer in vivo-Studie zu dem Ergebnis, dass festsitzende Restaurationen, basierend auf Intraoralscans, eine insgesamt bessere Passgenauigkeit erreichten als Restaurationen, welche mit herkömmlichen Abformtechniken hergestellt wurden. Hinsichtlich kurzspannig festsitzender Restaurationen gaben Ahlholm et al. (1) in einem systematischen Review an, dass die Genauigkeit des Intraoralscans vergleichbar mit der konventionellen Abformung und entsprechend als Alternative anzusehen ist. Weiterhin stellten auch Ender et al. (54) innerhalb einer in vivo-Studie fest, dass die Präzision von Intraoralscannern im Rahmen von Quadrantenscans für restaurative Indikationen klinisch geeignet und mit der herkömmlichen Abformung vergleichbar ist.

Ganzkieferscans

Infolgedessen, dass die Genauigkeit konventioneller Abformungen Ganzkieferscans anfänglich noch überlegen war (55, 56), wurde für Intraoralscans über einen Quadranten hinaus vorerst Verbesserungsbedarf aufgezeigt (57, 58). Inzwischen konnten Schmidt et al. (59) in einer in vivo-Untersuchung über eine Verbesserung

der Genauigkeit bei Ganzkieferscans berichten. Jedoch zeigte die konventionelle Abformung im Vergleich immer noch weniger Abweichungen. Keul und Güth (60) kamen in einer kombinierten in vivo-/in vitro-Untersuchung unter Verwendung eines intraoralen Referenzobjektes während des Scanprozesses zu dem Ergebnis, dass die Genauigkeit des Intraoralscans der herkömmlichen Abformung überlegen war. Auch Chebib et al. (61) konnten in ihrer Studie zur Richtigkeit von digitalen Ganzkieferabformungen an unbezahnten Kiefern für Intraoralscans klinisch akzeptable Ergebnisse aufzeigen. Weiterhin zeigte Nulty (35) in einer Studie zur Genauigkeit neun verschiedener Intraoralscanner, dass mit aktuellen Generationen intraoraler Scansysteme eine zuverlässige und reproduzierbare digitale Ganzkieferabformung durchführbar ist.

In der Kieferorthopädie wird für die Genauigkeit diagnostischer Modelle zur Modellanalyse eine fachspezifische Abweichungstoleranz von 0,20-0,50 mm zur abzuformenden Originalgeometrie als klinisch akzeptabel angesehen (62). Im Rahmen einer in vivo-Studie untersuchten Grünheid et al. (63) die Genauigkeit von Intraoralscans anhand der Übereinstimmung zu Modellen, die nach einer konventionellen Abformung indirekt durch Modellscanner digitalisiert wurden. Nach digitaler Überlagerung (englisch: superimposition) der zu vergleichenden Modelle konnte über Abweichungen für einzelne Zahnpositionen von 0,05-0,21 mm, der Zahnbogenbreite von 0,10-0,17 mm sowie Zahnbogenlänge von 0,07-0,25 mm berichtet werden. Somit ließen sich für die Genauigkeit zwischen digitalen Modellen aus Intraoralscans und indirekt digitalisierten Modellen keine signifikanten Unterschiede verzeichnen. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass das Genauigkeitsniveau für kieferorthopädische Indikationen mit Ganzkieferscans erreicht werden kann. Weiterhin ist in der Kieferorthopädie die Wiedergabe von Strukturen wie der apikalen Basis, des Lippen-/Wangenbändchens sowie des Gaumengewölbes inklusive der Schleimhautdarstellung bzw. Raphe palatina mediana und den Gaumenfalten von Bedeutung. In einer in vivo-Studie von Gan et al. (64) wurde die Genauigkeit von Intraoralscans unter besonderer Berücksichtigung der Gaumenabformung untersucht. Die Ergebnisse zeigten eine höhere Präzision der digitalen Abformung am Gaumen als im Bereich der Zahnreihe. Weiterhin nahm die Höhe des Gaumendachs keinen Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformung.

Im Allgemeinen zeigt die Literatur mit der stetigen Weiterentwicklung und Aktualisierung der Hardware- und Softwarekomponenten intraoraler Scanner eine kontinuierliche Verbesserung der Abformgenauigkeit (9, 65, 66).

2.4 Digitaler Workflow mittels Intraoralscanner

Ein Intraoralscan als direkte Digitalisierung erlaubt den Beginn eines digitalen Workflows, bei welchem konventionelle Arbeitsschritte reduziert werden können. Damit entfallen Einflüsse wie Eigenschaften von Abformmaterialien oder Fehlerquellen der Modellherstellung (67).

Innerhalb der konservierenden und prothetischen Zahnheilkunde umfasst der digitale Workflow mit Intraoralscannern Verfahren, welche mittels CAD/CAM-Technologien standardisierten und automatisierten Arbeitsschritten zur Herstellung von Zahnersatz entsprechen. Zielführend ist dabei eine Qualitäts- und Produktivitätssteigerung sowie gleichzeitige Zeit- und Kostenersparnis. Die digitale Prozesskette besteht aus den drei Komponenten: digitale 3D-Datenerfassung (CAI: Computer Aided Impression), computergestützte dreidimensionale Konstruktion (CAD: Computer Aided Design) und computergestützte Fertigung (CAM: Computer Aided Manufacturing). Fertigungsprozesse können sowohl additiv durch 3D-Druckverfahren wie selektives Lasersintern oder Stereolithografieverfahren als auch subtraktiv mittels Fräsen aus industriell gefertigten Rohlingen erfolgen (68-70). Je nach Konzept lässt sich eine Fertigung in der zahnärztlichen Praxis (englisch: chairside) von einer Herstellung im zahntechnischen Labor (englisch: labside) oder in einem zentralen Fräszentrum unterscheiden (71). Insbesondere für die Anfertigung von festsitzendem Zahnersatz wie Einzelzahnrestorationen lassen sich im digitalen Workflow klinisch akzeptable Ergebnisse erzielen (72-74). Weiterhin wird im Rahmen einer digitalen Bissregistrierung durch Intraoralscanner die Ermittlung der zentrischen Position und im weiteren Arbeitsablauf die CAD/CAM-Herstellung von Aufbissschienen oder Table-Tops möglich (75). Neben festsitzenden Restaurationen kann darüber hinaus auch herausnehmbarer Zahnersatz hergestellt werden. Beispielsweise konnten Lo Russo et al. (76) im Anschluss an einen Intraoralscan einen vollständig digitalen Workflow zur Anfertigung von Ober- und Unterkiefertotalprothesen beschreiben.

Im Bereich der Implantologie ergeben sich mit Intraoralscans verschiedene Möglichkeiten wie die präoperative Planung der Implantatposition nach Überlagerung von Intraoralscans mit Aufnahmen digitaler Volumentomographen im Sinne eines prothetischen Backward-Plannings bis hin zur Bohrschablonenherstellung (77). Nach der Erfassung von Implantatpositionen werden weiterhin die Herstellung von implantatgetragendem Zahnersatz mit CAD/CAM-gefertigten Abutments und/oder Suprakonstruktionen als Alternative gegenüber herkömmlichen Verfahren möglich (4, 78, 79).

Auch in der Kieferorthopädie wird ein digitaler Workflow als Alternative zum konventionellen Arbeitsablauf angesehen (80). Von Bedeutung ist in erster Linie die Diagnostik im Rahmen der virtuellen Modellanalyse für die Therapieplanung. Zur Visualisierung der Behandlungsziele können im digitalen Workflow Setups erstellt werden, welche als äquivalent zur konventionellen Methode anzusehen sind (81, 82). Entsprechend kann die Umstellungsabfolge von Zähnen im Rahmen geplanter Aligner-Therapien mit fachspezifischen Softwareprogrammen schrittweise dargestellt werden. Außerdem ist ein Monitoring von Behandlungszwischenschritten sowie die Bewertung von Behandlungsergebnissen am Ende der kieferorthopädischen Therapie möglich. Werden physische Modelle benötigt, werden diese mit Hilfe von 3D-Druckverfahren aus digitalen Modellen hergestellt (83). Auch kieferorthopädische Behandlungsapparaturen können analog zum herkömmlichen Laborprozess am 3D-Modell geplant und konstruiert sowie durch CAD/CAM-Verfahren hergestellt werden (9, 84). So besteht mit 3D-Modellen aus Intraoralscans sowohl die Möglichkeit kieferorthopädische Feingussapparaturen wie Lingual-/Palatinalbögen (85) oder Retentionselemente wie Retainer (86) herzustellen. Auch die Konstruktion und Produktion individueller Brackets oder Aligner ist möglich (87, 88). Gerade zur Herstellung von Alignern ist eine adäquate Darstellung des Interdentalraums von Bedeutung. Innerhalb der Therapie erwachsener Patienten lassen sich parodontal beeinträchtigte Gebisse mit weiten Interdentalräumen mittels konventioneller Abformmethoden oft nur begrenzt darstellen, wohingegen Intraoralscanner signifikant bessere Ergebnisse erzielen (89). Darüber hinaus ist die OP-Planung und Herstellung von Splintkonstruktionen für die orthognathe Chirurgie (90) sowie die Anfertigung von Apparaturen für Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalt- (91, 92) oder Syndrompatienten (93, 94) mit CAD/CAM-Technologien möglich.

Vorteile des digitalen Workflows mit Intraoralscannern

Im digitalen Workflow mit Intraoralscannern ist insbesondere die Möglichkeit der Visualisierung dreidimensionaler Modelle, mit der Option kritische Bereiche zur besseren Beurteilung individuell zu vergrößern, von Bedeutung. Einschubrichtungen oder Präparationsfehler wie eine nicht erreichte Mindestschichtstärke für ein bestimmtes Restaurationsmaterial können kontrolliert und anschließend korrigiert werden (95). Weiterhin kann die Qualität des Intraoralscans während bzw. unmittelbar nach dem Scanprozess nachvollzogen und dieser nachbearbeitet werden, ohne dass die gesamte Abformung wie bei konventionellen Verfahren wiederholt werden muss. Mit Hilfe von softwareinternen Ausschneidewerkzeugen und partiellem Nachscannen lassen sich Intraoralscans korrigieren, ohne dass die Genauigkeit des Scandatensatzes negativ beeinflusst wird (96). Ein weiterer Vorteil besteht in der effizienteren Nutzung der Behandlungszeit, da digitale Abformungen zeitsparend sind und Arbeitsabläufe insgesamt verkürzt werden können (97). Beispielsweise lässt sich die Behandlung mit Chairside-Techniken, bei denen die Restauration nach einem Intraoralscan direkt in der Praxis fertiggestellt werden kann, auf einen Termin reduzieren. Gleichzeitig kann die potentielle Gefahr von Zahnhartsubstanzfrakturen an der Präparation bis zur endgültigen Versorgung minimiert werden und der Zwischenschritt zur Herstellung eines Provisoriums entfällt. Außerdem gestaltet sich der Intraoralscan aus Patientensicht komfortabler als das konventionelle Abformverfahren (9, 98, 99). Probleme wie Gingivablutungen oder die Gefahr einer Fadendislokation an der Präparationsgrenze bei Entnahme eines herkömmlichen Abformmaterials bestehen bei berührungslos optischen Abformungen nicht (100). Darüber hinaus können Modelldatensätze direkt via Internet übermittelt, digitale Modelle platzsparend archiviert (101) sowie physische Modelle wiederholt und ohne Genauigkeitsverlust hergestellt werden. Durch die Verknüpfung mit weiteren Datensätzen wie digitalen Volumentomographien oder Gesichtsscans lassen sich Diagnose- und Planungsmöglichkeiten in digitalen Workflows ausweiten. Innerhalb virtueller Patientenakten können 3D-Datensätze in verschiedenen Dateiformaten gespeichert und verwaltet werden. Um die Vorteile durch Intraoralscanner innerhalb eines herkömmlichen Arbeitsablaufes oder indikationsabhängig vollständig digitale Workflows zu nutzen, bestehen häufig kombinierte Behandlungskonzepte, welche analoge und digitale Arbeitsschritte im klinischen Prozedere vereinen (102, 103).

2.5 Zur Diagnostik mittels Intraoralscanner

Grundlage der zahnärztlichen Diagnostik ist die Befunderhebung, welche das Ergebnis einer eingehenden intraoralen Untersuchung ist. Auch mittels der hochauflösenden Aufnahmequalität von Intraoralscans wird die intraorale Situation realitätsgenau wiedergegeben. Demnach können Detailinformationen, die bei einer rein intraoralen Inspektion, durch den Einfluss der Wangen, der Zunge oder des Speichels übersehen werden könnten, erkannt und strukturiert dokumentiert werden (104). Mit Hilfe softwareinterner Überlagerungsverfahren an digitalen Modellen, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten angefertigt wurden, werden dreidimensionale Differenz- und/oder Volumenanalysen von Hart- und Weichgewebsstrukturen möglich. Dafür erfolgt die Berechnung von Abweichungen zwischen entsprechenden Oberflächenmesspunkten (zumeist nach dem Best-Fit-Algorithmus) (105). Im Rahmen von Verlaufskontrollen kann mit Hilfe von Intraoralscans beispielsweise die Progredienz von Zahnhartsubstanzverlusten wie Erosionen beurteilt werden (106). Neben Hart- werden weiterhin Weichgewebsstrukturen visualisiert, womit die Darstellung von Schleimhautanomalien ermöglicht wird. Volumenveränderungen des intraoralen Weichgewebes, beispielsweise an Interdentalpapillen (107) bzw. Rezessionen, lassen sich diagnostisch durch Intraoralscanner mit einer höheren Genauigkeit und Reproduzierbarkeit gegenüber konventionellen klinischen oder Messmethoden an Gipsmodellen erfassen (108). Deferm et al. (8) berichteten, dass anhand von Intraoralscans die Dokumentation des Weichgewebes mit Beschreibung von Farbveränderungen und Unregelmäßigkeiten der Schleimhautoberfläche möglich wird. So können Intraoralscans als Hilfsmittel für die klinische, orale Untersuchung oder Nachsorge von Schleimhautpathologien eingesetzt werden.

Fachspezifisch besteht innerhalb der konservierenden Zahnheilkunde die Möglichkeit der Anwendung von Intraoralscans in der Kariesdiagnostik, ohne Strahlenbelastung für den Patienten. Neben der Fluoreszenztechnologie, zur Erkennung von Oberflächenkaries mittels spezieller Scankopfaufsätze, können die Transillumination sowie die Nahinfrarottechnik, die im elektromagnetischen Spektrum zwischen 0,7-2,0 μm liegt, zur Detektion und Beobachtung von visuell nur begrenzt erkennbarer Approximalkaries zum Einsatz kommen (6). Auch angeborene und/oder erworbene Zahnfarbveränderungen können diagnostisch visualisiert werden (109).

Eine grundlegende Komponente der kieferorthopädischen Diagnostik ist die Modellanalyse an Situationsmodellen des Ober- und Unterkiefers (11). Für diese sind Einzelkieferbefunde und potentielle Malokklusionen, welche durch metrische Messungen unter Berücksichtigung des Weichgewebes befundet werden, von Bedeutung. Zahnbewegungen können analysiert werden, indem Rotationen, Translationen, Intrusionen, Extrusionen oder Kippstände erfasst und ausgewertet werden (110). Fleming et al. (111) konnten in einem systematischen Review aufzeigen, dass analog zur Modellvermessung an Gipsmodellen vergleichbare Ergebnisse bei digitalen Modellanalysen innerhalb einer Bildverarbeitungssoftware erzielt werden. Darüber hinaus kamen Aragon et al. (112) in einem systematischen Review zu dem Ergebnis, dass digitale Modelle aus Intraoralscans zuverlässigere Messergebnisse im Vergleich zu Gipsmodellen aus herkömmlichen Abformungen liefern. So wird die kieferorthopädische Diagnostik an Intraoralscans als gültige, zuverlässige und reproduzierbare Methode eingestuft (113).

2.6 Zur Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscanner

2.6.1 Farbmeterik und Grundlagen der Zahnfarbbestimmung

Grundsätzlich kann die Bestimmung von Zahnfarben unter Verwendung verschiedener Farbräume erfolgen. Das Munsell-Farbsystem, welches Farbe als dreidimensionales Phänomen definiert, beschreibt die drei Dimensionen: Farbton (englisch: hue) zur Identifizierung von Farbfamilien, Helligkeit (englisch: value) sowie Sättigung (englisch: chroma) zur Charakterisierung der Farbtintensität (114). Im Allgemeinen wird eine quantifizierbare Beschreibung von Zahnfarben anhand von Farbkoordinaten innerhalb dreidimensionaler Farbräume möglich. Im Jahre 1931 entwickelte die Internationale Beleuchtungskommission CIE (Commission Internationale de l'Éclairage) das Normvalenzsystem, in welchem mit der Zuordnung entsprechender CIE x-, y-, und z-Koordinaten der Vergleich zwischen verschiedenen Zahnfarben mathematisch berechenbar ist (115). Eine Anpassung dieses Modells wurde 1976 von der Internationalen Beleuchtungskommission als CIE-L*a*b*-System erneut publiziert (116). Entsprechend wird ein Farbeindruck nach der Helligkeit (L*), einem Punkt auf der Rot-Grün-Achse (a*) sowie einem Punkt auf der Blau-Gelb-Achse (b*) innerhalb eines kartesischen Koordinatensystems angegeben. Durch eine Koordinatenzuordnung wird es neben der Lagebeschreibung einer Farbe möglich, den Abstand (ΔE) zu einer weiteren Farbe innerhalb des

dreidimensionalen Farbraums zu bestimmen. Delta E definiert als euklidischer Farbabstand die Wahrnehmung des Unterschiedes zwischen zwei Farben. Der ΔE -Wert wird durch die geometrische Distanz zwischen den Koordinaten im $L^*a^*b^*$ -Farbraum, welche die entsprechenden Farben beschreiben, bestimmt. In der klinischen Praxis findet sich analog zum CIE- $L^*a^*b^*$ -System der modifizierte $L^*C^*h^*$ -Farbraum (Abb. 4), in welchem die Helligkeit (L^*), die Sättigung (C^*) und der Farbton (h^*) angegeben werden (116).

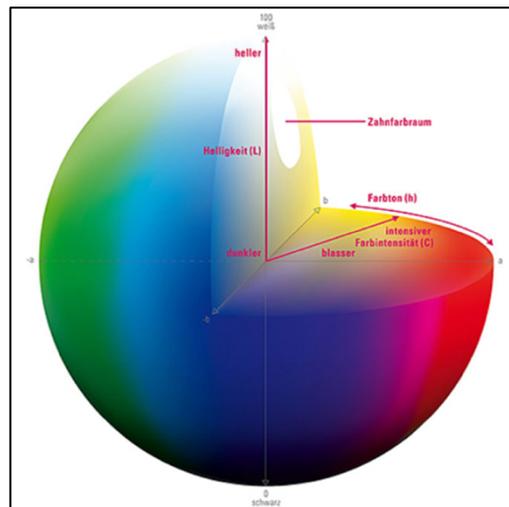


Abb. 4: $L^*C^*h^*$ Zahnfarbraum

mit freundlicher Genehmigung der VITA Zahnfabrik

<https://www.vita-zahnfabrik.com/de/Hintergrundwissen-31262.html>

Die klinische Zahnfarbbestimmung ist zum einen für die konservierende und prothetische Zahnheilkunde zur zahnfarbenen Rekonstruktion von Zähnen und zum anderen für die Wissenschaft von Bedeutung (14). So kann durch die Bewertung von Zahnfarben innerhalb wissenschaftlicher Studien eine zunehmende Expertise zur Farbverteilung natürlicher Zähne im Zahnfarbraum gewonnen werden. Demnach kann die Gestaltung von Zahnfarbmustern und zahnfarbenen Restaurationsmaterialien, welche an diese angepasst sind, optimiert werden (14, 117, 118). Weiterhin wird die Reproduktion und Dokumentation von Zahnfarbveränderungen während Bleaching-Anwendungen möglich (119). Auch die Untersuchung von Eigenschaften zahnärztlicher Materialien wie die Farbbeständigkeit während der Einwirkung externer Einflüsse ist möglich. So können Farbveränderungen an zahnfarbenen Füllungsmaterialien (120), keramischen Brackets (121) oder Keramikrestorationen (122) sowie deren Ursachen nachvollzogen werden. Darüber hinaus ist die diagnostische Einordnung angeborener und/oder

erworbener Zahnfarbveränderungen möglich (109). Auch fachspezifisch kann in der Kieferorthopädie der Zusammenhang zwischen Zahnfarbveränderungen durch Bonding- und Debondingverfahren während der Multi-Bracket-Behandlung untersucht werden (123).

2.6.2 Methoden der Zahnfarbbestimmung

Im Allgemeinen lässt sich die visuelle von einer elektronischen Zahnfarbbestimmung unterscheiden. Die klassische visuelle Methode erfolgt mit Hilfe eines Abgleichs von Farbmustern industriell hergestellter Zahnfarbringe. Als Farbmuster kommen dabei Keramik- oder Kunststoffreferenzen zur Anwendung, wobei die Anzahl und systematische Anordnung dieser jeweils hersteller- und/oder modellabhängig ist. Die in der klinischen Praxis am weitesten verbreitete Methode ist die visuelle Zahnfarbbestimmung unter Verwendung des VITA classical Farbsystems (124, 125). Der entsprechende Farbring besteht aus 16 Farbmustern und ist nach Farbtönen (A-D) sowie nach einer abnehmenden Helligkeit bzw. zunehmenden Sättigung von links nach rechts angeordnet. Zur Optimierung der systematischen Abdeckung natürlicher Zahnfarben wurde im Jahr 1998 das VITA 3D-MASTER Farbsystem eingeführt (126). Dieses System besteht aus 26 Farbmustern (VITA Linearguide 3D-MASTER; VITA Toothguide 3D-MASTER mit Bleached Shades) (127). Demnach erfolgt die Zahnfarbbestimmung in drei Schritten: Ermittlung der Helligkeitsstufe (value: von 0-5), der Sättigung (chroma: von 1-3) sowie des Farbtons (hue) ausgehend vom mittleren Farbton (M) mit Zuordnung einer Tendenz zu Gelb (L) oder Rot (R) (127).

Fehlerquellen der visuellen Zahnfarbbestimmung

Die vergleichsweise kostengünstige und schnell durchführbare konventionelle visuelle Methode zur Zahnfarbbestimmung steht unter dem Einfluss des Betrachters sowie exogener und objektgebundener Faktoren (128).

Ein Teil der Inkonsistenzen der visuellen Zahnfarbbestimmung lässt sich auf die Subjektivität des Farbbewerter (Zahnarzt/Zahntechniker) zurückführen (129). Vermittelt wird der Farbeindruck über die Photorezeptoren der Retina. Helligkeitsunterschiede und niedrige Lichtintensitäten werden durch die Stäbchen vermittelt, während die Zapfen das Farbsehen und die Rezeption von hellem Licht ermöglichen (130). Bereits nach fünf Sekunden ist eine Ermüdung der

Photorezeptoren als potentiell verzerrende Fehlerquelle für das Ergebnis der Zahnfarbbestimmung zu betrachten (131). Außerdem können angeborene sowie erworbene Veränderungen des Sehorgans wie Farbsehschwächen im Sinne einer Deuteranomalie (Grünschwäche), Protanomalie (Rotschwäche) oder Tritanomalie (Blauschwäche), welche einzeln oder in Kombination auftreten können, das Wahrnehmungsvermögen beeinflussen (132). Auch altersbedingte Defizite, von einer Gelbtrübung der Augenlinse bis hin zu einer möglichen Farbenblindheit, sind als potentielle Fehlerquellen zu betrachten (132). Hinsichtlich subjektiver Einflüsse kann das Farbbestimmungsergebnis weiterhin durch untersucherabhängige Faktoren wie das Geschlecht (133) oder die Berufserfahrung (134) variieren. Auch die emotionale Lage oder chronische Erkrankungen des Betrachters sowie die Einnahme bestimmter Medikamente sind Einflussfaktoren (135).

Als maßgeblicher exogener Einflussfaktor auf die visuelle Zahnfarbbestimmung gelten die Beleuchtungsverhältnisse. So kann sich mit der Veränderung des Lichts die Wechselwirkung mit dem zu messenden Objekt und damit gegebenenfalls die Farbwahrnehmung verändern (136). Sobald die Farbtemperatur oder die Intensität der Lichtquelle für die Farbabstimmung ungeeignet ist können, beispielsweise durch die Überreizung von Photorezeptoren bei einer zu starken Beleuchtungsintensität, Verzerrungen innerhalb der Farbwahrnehmung entstehen (137). Auch das Tageslicht ist natürlichen Variationen wie der Jahreszeit oder Witterungsbedingungen unterlegen. Des Weiteren erscheinen nach dem Phänomen der Metamerie zwei unterschiedliche Farben unter bestimmten Beleuchtungs- bzw. Lichtverhältnissen für den Betrachter identisch oder farblich different. So wird die Farbanpassung einer Zahnrestauration bei Tageslicht mit einer adäquaten Übereinstimmung zu einem ausgewählten Referenzzahn diesem Ergebnis unter veränderten Lichtbedingungen möglicherweise nicht gerecht (138). Auch Umgebungsfarben wie die Wandfarbe des entsprechenden Raumes, verschiedenfarbige Kleidung oder stark pigmentierte Kosmetika des Patienten beeinflussen die visuelle Zahnfarbbestimmung, wobei sich ein neutrales Grau als geeignetste Hintergrundfarbe erweist (139). Weiterhin geht aus der industriellen Herstellung von Farbringssystemen eine potentielle Fehlerquelle hervor, da eine vollkommene Übereinstimmung innerhalb gleicher Farbmuster-Chargen eines Farbrings nicht gewährleistet werden kann (125). Außerdem ist ein Einfluss der Variabilität innerhalb der Farbstabilität von Farbmustern auf die visuelle

Farbbestimmung möglich, wenn externe Einflüsse wie Desinfektionsprozesse Farbveränderungen innerhalb der Farbmuster hervorrufen (140).

Objektgebundene Einflussfaktoren der visuellen Zahnfarbbestimmung bestehen zum einen in den optischen Eigenschaften natürlicher Zähne. Diese beruhen auf der inhomogenen Schichtung von Schmelz und Dentin, an welchen individuelle Absorptions-, Reflektions-, Transmissions-, Brechungs- oder Streuvorgänge des Lichts stattfinden (137). So können zahnspezifische Faktoren wie die Oberflächenbeschaffenheit, unterschiedliche Grade der Schmelztransluzenz oder Dentinopazität eine Herausforderung darstellen (141). Zum anderen können bei der Farbbestimmung zahnfarbener Restaurationsmaterialien unregelmäßig polierte Füllungsmaterialien oder unterschiedliche Materialschichtstärken keramischer Restaurationen einen Einfluss auf das Ergebnis nehmen (142).

Relevanz digitaler Farbbestimmungssysteme im klinischen Workflow

Elektronische Farbbestimmungssysteme wie Spektrophotometer, Kolorimeter, Spektroradiometer und Digitalkameras wurden seit den frühen 1970er Jahren verwendet (143) und gewinnen im Rahmen der Digitalisierung innerhalb der zahnärztlichen Praxis an Bedeutung. Sie reduzieren mit objektiven und reproduzierbaren Methoden die Abhängigkeit von endogenen und exogenen Einflussfaktoren und Defiziten der konventionellen visuellen Zahnfarbnahme. Im Allgemeinen soll die Anwendung elektronischer Zahnfarbbestimmungsgeräte die klinische Zahnfarbmessung effizienter und standardisierter gestalten sowie den Erfolg der Farbanpassung, Kommunikation und Reproduktion steigern (14).

Farbdokumentation

Neben der Grundfarbbestimmung sind sowohl für die zahnärztliche Diagnostik als auch für den prothetischen Workflow zusätzliche Informationen relevant. Über die Beschreibung der Zahnfarbe hinaus können morphologische Details erfasst werden, sodass neben Farbton, Intensität und Helligkeit auch Oberflächenbeschaffenheiten oder spezifische Gewebeeigenschaften von Bedeutung sind (144). So können Strukturen wie ausgeprägte Mamelons, Schmelzrisse oder spezifische Farbcharakteristika der Nachbarzähne beschrieben werden. Zur präzisen Dokumentation und Kommunikation des Ausmaßes von beispielsweise transluzenten

oder hypokalzifizierten Bereichen sowie unterschiedlichen Glanzgraden der Zahnoberfläche gibt es keinen zahnärztlichen Standard (145). Jedoch können konventionelle Skizzen oder Fotografien angefertigt werden (126). So haben zweidimensionale intraorale Aufnahmen mit Digitalkameras den Vorteil, dass sie Informationen zu charakteristischen Oberflächenmerkmalen und weiterhin Farbdaten umfassen, mit welchen verschiedene Areale des Zahnes bewertet werden können (146). Um eine dreidimensionale Visualisierung zu ermöglichen, können zweidimensionale Aufnahmen darüber hinaus durch Überlagerungsverfahren mit 3D-Daten aus Intraoralscans kombiniert werden. Innerhalb der kombinierten digitalen Modelle sind Informationen zur Zahnfarbe und Oberflächenbeschaffenheit enthalten sowie dreidimensional reproduzierbar (147). Angewandt wird diese Technik bei puderpflichtigen Intraoralscannern oder jenen, welche Modelle in einem offenem Dateiformat beispielsweise als STL-Datei generieren, da diese keine Farbinformationen enthalten (148). Mit Intraoralscannern, die eine direkte Farbbestimmung über die gesamte Scanoberfläche ermöglichen, kann ebenfalls ein Überblick über benachbarte Strukturen gewonnen werden, sodass auch spezifische Farbcharakteristika der Nachbarzähne und des umliegenden Gewebes nachvollzogen werden können. So zielen intraorale Scansysteme nach Brandt et al. (149) auf die Minimierung potentieller Fehlerquellen während der Farbbestimmung und Kommunikation ab.

2.6.3 Funktionsprinzipien digitaler Farbbestimmungssysteme

Grundsätzlich wird von allen Farbmessgeräten Licht ausgestrahlt sowie die Reflexion dessen gemessen. Es sind verschiedene Messprinzipien zu unterscheiden, bei welchen es sich um dentale RGB-Systeme, Kolorimeter und Spektrophotometer handelt. Weiterhin finden Spektroradiometer und Intraoralscanner Anwendung.

RGB-Systeme

Basierend auf dem Prinzip einer Digitalkamera, wird einfallendes Licht innerhalb dentaler RGB-Systeme von einem CCD-Sensor erfasst. Das Bild wird mit Hilfe von vorgeschalteten Farbfiltern (Rot, Grün und Blau) um Farbinformationen ergänzt (150). Zur Regulation der Belichtungssituation werden zusätzliche Polarisationsfilter eingesetzt (151).

Kolorimeter

Kolorimeter sind Dreibereichs-/Dreifilterfarbmessgeräte, die im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichtspektrums funktionieren. Sie verwenden eine standardisierte Lichtquelle und zerlegen das von einem Gegenstand reflektierte Licht mit Hilfe der enthaltenen Filterkombination in rote, grüne und blaue Primärfarben, womit sie prinzipiell einem RGB-System entsprechen (126). Jeder Farbwahrnehmung ist somit ein entsprechender RGB-Wert (Tristimulus) zugeordnet: (R) für Rot, (G) für Grün und (B) für Blau. Die Messergebnisse werden in $L^*a^*b^*$ -Werte übersetzt und nach ausgewählten Farbschlüsseln angegeben. Kolorimetrisch arbeitende Geräte sind an die Farbwahrnehmung des menschlichen Auges angepasst (152, 153). Die Konstanz der Lichtquelle ist für die Zuverlässigkeit des Systems von Bedeutung, womit eine Abhängigkeit vom Umgebungslicht besteht (126).

Spektrophotometer

Spektrophotometer funktionieren nach dem Prinzip der Spektrophotometrie. Das von der Lichtquelle des Gerätes ausgesendete, auf einen Referenzzahn gestrahlte Licht wird von diesem zurückgeworfen und mit einem Beugungsgitter in seine Spektralfarben zerlegt sowie mit dem einfallenden Licht verglichen (150). Die Analyse des für den Menschen sichtbaren Spektrums an Licht, im Wellenlängenbereich von 380 nm bis 720 nm, erfolgt in Abschnitten von 20 nm (126). Als Remission wird das mit dem Probekörper in Wechselwirkung und zum Spektrophotometer zurückgeworfene Licht bezeichnet, womit jede Farbe einer charakteristischen Remission zugeordnet ist. Aus den Remissionswerten der einzelnen Abschnitte entstehen Remissionskurven (152), mit welchen sich verschiedene Objekte auf Farbunterschiede vergleichen lassen. Durch Umrechnung der gemessenen in numerische Werte können diese innerhalb einer Farbskala wiedergegeben werden (126). Spektrophotometer funktionieren unabhängig vom Umgebungslicht (154).

Intraoralscanner

Die direkte Zahnfarbbestimmung wird seit 2017 mit puderfrei arbeitenden Intraoralscannern möglich. Grundsätzlich entspricht die Zahnfarbbestimmung durch intraorale Scanner einem leicht abgewandelten Prinzip der Spektrophotometrie. Während des Scanvorgangs werden Farbinformationen automatisch aufgezeichnet.

Die von der LED-Lichtquelle im Scankopf, im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichtspektrums, ausgesendete und von der Zahnoberfläche zurückgestrahlte Lichtmenge, wird vom Intraoralscanner registriert. Nach einer algorithmenbasierten Berechnung der Zahnfarbe werden die Informationen anschließend in verschiedene Farbskalen umgerechnet (155). Die Auswahl eines Areal für die Farbanzeige ist über die gesamte Zahnoberfläche variabel (149).

Punktmessgeräte/Flächenmessgeräte

Weiterhin lassen sich elektronische Farbmessgeräte im Allgemeinen nach ihrer Messoberfläche differenzieren, wonach Punkt- von Flächenmessgeräten zu unterscheiden sind. Punktmessgeräte erfassen entsprechend der Größe bzw. des Durchmessers ihrer Messspitze (zumeist 3 mm²) Teilbereiche der Zahnoberfläche. Um umfassendere Informationen zu erhalten, müssen mehrere Referenzmessungen durchgeführt werden (152). Flächenmesssysteme hingegen erfassen die gesamte Zahnoberfläche und darüber hinaus zusätzliche Strukturen wie das angrenzende Weichgewebe und liefern somit eine detaillierte Farbverteilungskarte. Da das Gerät das Farbergebnis für den ausgewählten Bereich anzeigt, ist die Berücksichtigung von Regionen, welche die Messung ungünstig beeinflussen könnten (zum Beispiel lokale Verfärbungen), von Bedeutung (156). Andererseits können durch die spezifische Auswahlmöglichkeit des Messareals ebenfalls Informationen über punktuelle Farbveränderungen gewonnen werden. Durch die Aufzeichnung von Farbdaten über den vollständigen Scanbereich, ist es mit Intraoralscans möglich optische Eigenschaften wie Farbübergänge oder pathologische Farbveränderungen individuell über die gesamte Zahnoberfläche zu visualisieren.

2.7 Wissenschaftlicher Stand zur digitalen Zahnfarbbestimmung

Zur Bewertung der Genauigkeit eines Farbmessgerätes wird dieses mit einem Referenzinstrument oder der visuellen Farbbestimmungsmethode verglichen. Die Reproduzierbarkeit wird durch wiederholte Messungen desselben Messgerätes bestimmt und ist als Maß für die Konsistenz eines Systems, identische Ergebnisse über mehrere Tests hinweg zu erzielen, anzusehen (157).

Die wahre Farbe natürlicher Zähne gilt als unbekannt (15, 158), womit noch kein allgemeingültiger Goldstandard zur sicheren Bestimmung der tatsächlichen

Zahnfarbe verfügbar ist (159). Entsprechend besteht in der Literatur hinsichtlich einer idealen Farbbestimmungsmethode kein klarer Konsens (160). In klinischen Studien zur Untersuchung digitaler Farbmessgeräte wurde bereits sowohl die Reproduzierbarkeit als auch im Vergleich verschiedener Farbmessmethoden die Genauigkeit dieser aufgezeigt. Zahlreiche Studien kamen zu dem Ergebnis, dass elektronische Farbmessgeräte bessere Ergebnisse liefern als die konventionelle visuelle Methode (161-165). Vor allem für Spektrophotometer konnte die Überlegenheit im Vergleich zur subjektiven visuellen Methode demonstriert werden (163, 165, 166). Auch gegenüber Digitalkameras und der kolorimetrischen Zahnfarbbestimmung konnte gezeigt werden, dass sich das Spektrophotometer sowohl *in vitro* als auch *in vivo* als das zuverlässigste und genaueste Messinstrument erwies (143). So werden die mit Spektrophotometern erzielten Ergebnisse häufig als Goldstandard angesehen und entsprechend als Referenz zur Bewertung anderer Farbbestimmungsmethoden herangezogen (149, 167, 168).

Studien zur Zahnfarbbestimmung mit Intraoralscannern

Seit 2017 ist die direkte Zahnfarbbestimmung mit puderfrei arbeitenden Intraoralscannern, welche softwareinterne Farbbestimmungsmodule beinhalten, möglich. Seither nehmen die Untersuchungen zur klinischen Anwendbarkeit der elektronischen Farbbestimmung mit intraoralen Scansystemen zu.

Brandt et al. (149) stellten in einer *in vivo*-Studie der Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscanner (TRIOS Color¹) die visuelle Methode sowie ein Spektrophotometer (VITA Easyshade Advance 4.0) gegenüber. Die Genauigkeit der einzelnen Methoden wurde als prozentuale Übereinstimmung zwischen den erfassten Farbwerten, vergleichend zum Easyshade, bestimmt. Die Genauigkeit des Intraoralscanners betrug 43,9 % im Vergleich zur visuellen Methode mit 35,5 % (durch einen Zahnarzt) und 33,6 % (durch einen Zahntechniker). Die Ergebnisse zeigten, dass der Intraoralscanner mit dem Spektrophotometer vergleichbar und als Alternative gegenüber der visuellen Methode anzusehen ist. Auch Mehl et al. (15) verglichen einen Intraoralscanner (TRIOS Color) mit digitalen Farbbestimmungsgeräten (VITA Easyshade Advance 4.0; SpectroShade/ SpectroShade Micro, MHT Optic Research AG) und der visuellen Farbbestimmung *in vivo*. Für die Reproduzierbarkeit zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Farbmessgeräten. Die relative

Genauigkeit der Farbbestimmungsmethoden wurde ermittelt, indem der am häufigsten erfasste Farbton als Referenz definiert wurde. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass sich der Intraoralscanner mit einer relativen Genauigkeit von 61,2 % nicht signifikant von den anderen Methoden (59,2 % für Easyshade Advance 4.0, 57,4 % für SpectroShade, 73,3 % für SpectroShade Micro und 49,5 % für die visuelle Zahnfarbbestimmung) unterschied. Ziel einer in vivo-Studie von Culic et al. (13) war es, die Genauigkeit eines Intraoralscanners (Omnicam², Cerec Software 4.5) im Vergleich zu einem Spektrophotometer (VITA Easyshade Advance) zu evaluieren. Die Übereinstimmung zwischen den Farbmessergebnissen der Geräte war sowohl unter Verwendung des VITA classical (mit 17,5 %) als auch des VITA 3D-MASTER Systems (mit 12,9 %) gering. Für die Farberkennungsfunktion des Intraoralscanners beschrieben die Autoren einen Verbesserungsbedarf. Liberato et al. (164) untersuchten die elektronische Farbbestimmung mit einem Intraoralscanner (TRIOS 3¹) im Vergleich zu einem Spektrophotometer (VITA Easyshade Advance 4.0) und der visuellen Methode in vivo. Es zeigte sich eine bessere Reproduzierbarkeit der elektronischen Methoden, einschließlich der des Intraoralscanners, im Vergleich zur visuellen Farbbestimmung. Eine weitere in vivo-Studie führten Yilmaz et al. (169) im gingivalen, mittleren und inzisalen Drittel fünf mittlerer Oberkieferschneidezähne durch. Die Bestimmung der Zahnfarben erfolgte unter zwei verschiedenen Beleuchtungsbedingungen mit einem Intraoralscanner (TRIOS 3) sowie einem Spektrophotometer (VITA Easyshade) im Vergleich zur visuellen Methode. Die Ergebnisse zeigten, dass Intraoralscanner sowohl eine Alternative für die visuelle Methode als auch für Spektrophotometer darstellen. Weiterhin nahmen die Beleuchtungsverhältnisse keinen Einfluss auf die Ergebnisse. Auch Reyes et al. (159) verglichen in einer in vivo-Untersuchung einen Intraoralscanner (TRIOS 3) mit der visuellen Zahnfarbbestimmung unter verschiedenen Beleuchtungsbedingungen. Die Ergebnisse zeigten eine höhere Reproduzierbarkeit für den Intraoralscanner (86,66 %) im Vergleich zur visuellen Methode (75,22 %). Außerdem konnte für den intraoralen Scanner keine Abhängigkeit von der Umgebungsbeleuchtung festgestellt werden. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass Intraoralscanner zur Zahnfarbbestimmung eingesetzt werden können. Weiterhin untersuchten Revilla-Leon et al. (170) den Einfluss verschiedener Umgebungsbeleuchtungen auf die Farbbestimmung mit einem Intraoralscanner (TRIOS Color) im Vergleich zu einem Spektrophotometer (VITA Easyshade V) in vivo. Im Gegensatz zum

Spektrophotometer, welches konsistente Werte während verschiedener Lichtverhältnisse lieferte, zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Lichtverhältnisse auf die Farbbestimmungsergebnisse des intraoralen Scansystems. Die Autoren schlussfolgern, dass neben einem Intraoralscanner eine zusätzliche elektronische Methode zur Bestimmung der Zahnfarbe verwendet werden sollte. Eine weitere in vivo-Studie zur Genauigkeit und Reproduzierbarkeit eines Intraoralscanners (TRIOS 3) führten Rutkunas et al. (168) durch. Als Referenzinstrument diente ein Spektrophotometer (SpectroShade). Die Genauigkeit des Intraoralscanners wurde erfasst, indem die Übereinstimmung zu den gemessenen Farbwerten des SpectroShades bestimmt wurde. Die Ergebnisse der Studie zeigten eine vergleichbare Reproduzierbarkeit des Intraoralscanners (90,33 % für VITA 3D-MASTER, 87,17 % für VITA classical) mit der des SpectroShades (92 % für VITA 3D-MASTER, 93,5 % für VITA classical). Außerdem variierte die Genauigkeit des TRIOS 3 unter Verwendung verschiedener Referenzfarbsysteme zugunsten des VITA 3D-MASTER Systems (53,3 %) im Vergleich zum VITA classical Farbsystem (27,5 %). Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass zusätzliche Methoden zur Zahnfarbbestimmung mit Intraoralscannern empfehlenswert sind. Auch Hampe-Kautz et al. (158) verglichen die visuelle Farbbestimmung mit zwei Intraoralscannern (TRIOS 3; Omnicam) und zwei Spektrophotometern (Rayplicker, DD Dental, Flensburg, Deutschland; VITA Easyshade V) in vivo. Für die intraoralen Scanner wurde über eine geringere Reproduzierbarkeit berichtet. Weiterhin bestimmten die Intraoralscanner im Vergleich zur visuellen und spektrophotometrischen Methode sowohl insgesamt hellere Farben als auch eine geringere Farbenvielfalt. Ebenfalls Ebeid et al. (171) untersuchten die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit drei verschiedener Intraoralscanner (TRIOS¹; Omnicam; Primescan²) im Vergleich zu einem Spektrophotometer (VITA Easyshade V). Die Reproduzierbarkeit der Farbmessinstrumente nach zehnfach wiederholten Messungen, lag insgesamt unter 55 %. Für die Genauigkeit der einzelnen elektronischen Farbbestimmungsergebnisse ergaben sich mit 78 % für das Spektrophotometer, 66 % für den TRIOS, 63 % für die Primescan sowie 57 % für die Omnicam signifikante Unterschiede. So empfehlen die Autoren bei der Anwendung elektronischer Farbbestimmungsgeräte zusätzlich die visuelle Methode.

3 Zielstellung

Aufgrund der zunehmenden Entwicklung und Aktualisierung von Hardware und Softwareprogrammen intraoraler Scansysteme in den letzten Jahren, liegen zu den aktuell verfügbaren Softwareversionen neuer, marktgängiger Intraoralscanner nur wenig fachspezifische Studien für die Kieferorthopädie vor. So ist insbesondere die Zuverlässigkeit für den digitalen kieferorthopädischen Workflow im Sinne von zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Diagnostikanwendungen sowie die Zahnfarbbestimmung am Intraoralscan nicht ausreichend untersucht.

In der vorliegenden Arbeit soll deshalb die in vivo-Präzision metrischer Scanauswertungen, digitaler diagnostischer Befunde und der Zahnfarbbestimmung mittels eines Intraoralscanners (CEREC Primescan AC, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) untersucht werden.

Ziele der vorliegenden Untersuchung sind:

- Bestimmung der Reliabilität digitaler kieferorthopädischer Modellanalysen an Intraoralscans der CEREC Primescan AC.
- Bestimmung der Reliabilität digitaler (zahnmedizinischer und kieferorthopädischer) Befunde an Intraoralscans der CEREC Primescan AC.
- Bestimmung der Reproduzierbarkeit der elektronischen Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscan der CEREC Primescan AC im Vergleich zur spektrophotometrischen Methode (VITA Easyshade V, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland).

4 Material und Methoden

4.1 Probandenkollektiv

In dieser Studie wurden 35 (22 ♀, 13 ♂) Probanden im Rahmen des Diagnostikkurses für Kieferorthopädie in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Greifswald untersucht. Die Zahnmedizinstudenten des 9. Fachsemesters im Alter von 22 bis 32 Jahren nahmen freiwillig an der Studie teil. Sie wiesen keine Allgemeinerkrankungen auf. Als Einschlusskriterium wurde eine permanente Dentition definiert. Für die digitalen Modellanalysen war jegliche Art von Zahnersatz ein Ausschlusskriterium. Hinsichtlich der Farbmessungen zählten avitale Zähne, Zahnhartgewebsanomalien, kariöse oder akut parodontale Prozesse sowie ein vorangegangenes Bleaching oder Restaurationsmaterialien an den zu messenden Zähnen als Ausschlusskriterium.

Das Studienprotokoll wurde von der Ethikkommission der Universitätsmedizin Greifswald genehmigt (Reg. Nr.: BB 071/14). Alle Teilnehmer erhielten mündliche und schriftliche Informationen über die Studie und unterzeichneten eine Einverständniserklärung. Die Registrierung der Studie erfolgte im Deutschen Register klinischer Studien (DRKS-ID: DRKS00025498).

4.2 Klinischer Untersuchungsablauf der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befundung

Die Intraoralscans wurden von zwei voneinander unabhängigen und untereinander verblindeten Untersuchern (U₁: Zahnmedizinstudent im letzten Studienjahr; U₂: Zahnarzt/ Weiterbildungsassistent für Kieferorthopädie) mit der CEREC Primescan AC (im Folgenden: Primescan) durchgeführt.

Die Primescan besteht aus einem fahrbaren Gehäuse mit Touchpad, einem integrierten Computer und einer Fußeingabetaste sowie dem 3D-Mund-Scanner, welcher verschiedene abnehmbare Hülsen besitzt (Abb. 5a, b). Die Funktionsweise basiert auf der optischen Datenerfassung der zu scannenden physischen Oberflächen. Dem Scanverfahren liegt das Prinzip der parallel konfokalen Mikroskopie zugrunde (172). Erfasst werden circa 50.000 3D-Punkte pro Einzelbild sowie 1 Million 3D-Punkte pro Sekunde. Der dynamische Tiefenscan (bis 20 mm)

und eine Hochfrequenzkontrastanalyse sind entscheidend für das Messprinzip (173). Es erfolgt eine softwareinterne Umrechnung der Scandaten in Echtzeit in ein dreidimensionales Modell, welches sofort farbig auf dem TFT-LED Display in HD-Auflösung dargestellt wird. Die 3D-Scans lassen sich auf dem Touchscreen in allen Ebenen betrachten und bearbeiten. Die Primescan arbeitet puderfrei.

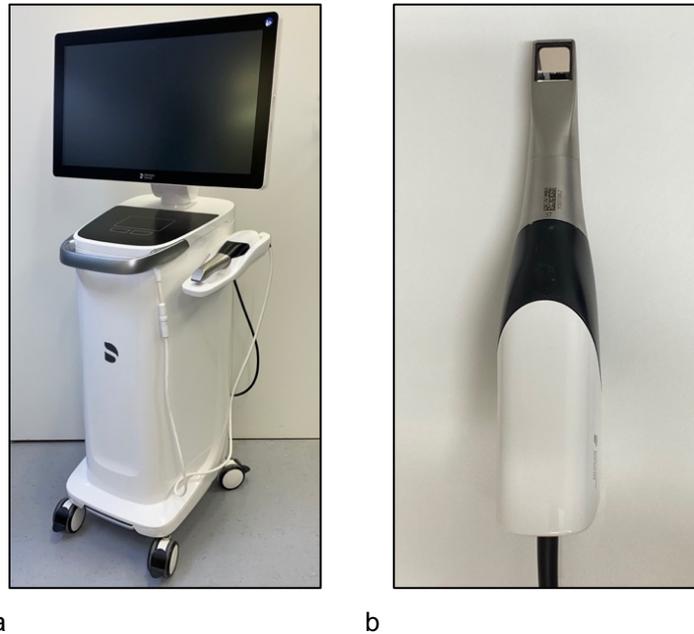


Abb. 5: CEREC Primescan AC (a), Scankopf (b)

4.2.1 In vitro-Scan

Als Voruntersuchung wurde eine Messreihe mit 20 Referenzscans von Untersucher 1 durchgeführt. Dazu wurden in vitro-Ganzkieferscans des Ober- und Unterkiefers von Frasaco-Modellen (frasaco GmbH, Tettngang, Deutschland), die in Phantomköpfen in einer Phantomeinheit befestigt und auf einem zahnärztlichen Behandlungsstuhl platziert waren, mit der Primescan angefertigt (Abb. 6).



Abb. 6: Aufbau der Voruntersuchung: Phantomkopf mit Frasaco-Modellen

4.2.2 In vivo-Scan

Untersucher 1 und 2 fertigten mit der Primescan in vivo-Ganzkieferscans des Ober- und Unterkiefers der 35 Probanden ($n_{\text{gesamt}} = 70$) an. Der digitale Scanprozess der Untersuchung umfasste innerhalb der Software CEREC Ortho SW (Softwareversion 2.0, Dentsply Sirona) drei Phasen: 1. Scan, 2. Modellvorschau und 3. Export. Während des Scans nahm der Proband eine aufrecht sitzende Position auf dem zahnärztlichen Behandlungsstuhl ein. Unter relativer Trockenlegung der Zähne mittels einer Multifunktionsspritze wurde konform zum Softwareanwenderhandbuch (174) ein systematischer Scanpfad angewandt (Abb. 7): Der Scankopf wurde von der Okklusalfäche des distalsten Molaren beginnend in einem 45°-Winkel entlang des Zahnbogens bis zum gegenüberliegenden distalsten Zahn geführt (1, gelb). Danach erfolgte der Scan der Vestibulärflächen bis zu den Frontzähnen (2, blau). Demgemäß wurde folgend die gegenüberliegende Seite (3, rot) und abschließend der Frontzahnbereich von inzisal gescannt (4, grün).

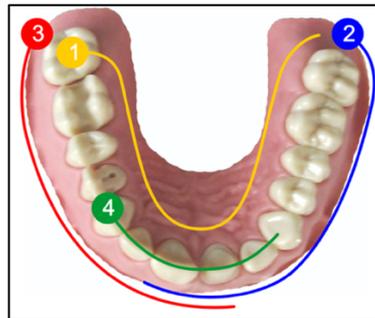


Abb. 7: Scanpfad (174)

Nach dem Scan von Ober- und Unterkiefer (Abb. 8a, b) inklusive des Gaumens erfolgte die digitale Bissregistrierung von bukkal in habitueller Okklusion (Abb. 8c).

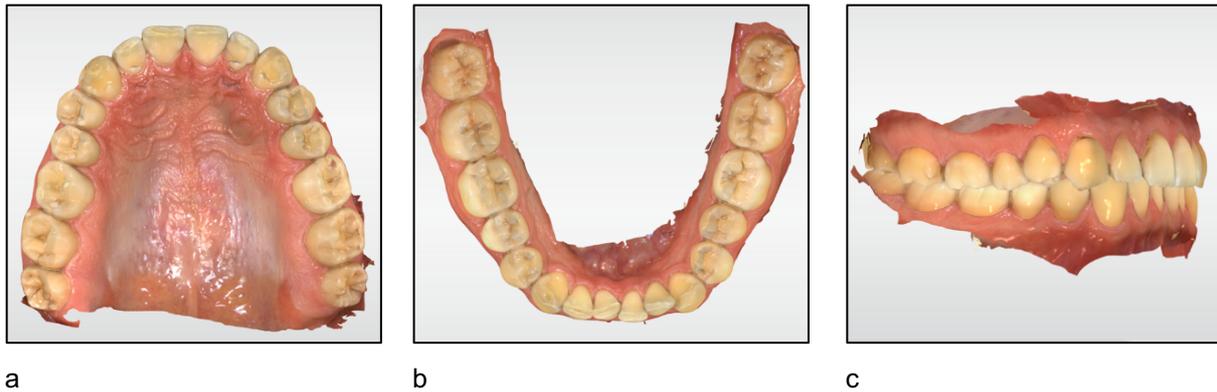


Abb. 8: Screenshot eines in vivo-Ganzkieferscans der Primescan

Oberkieferscan (a), Unterkieferscan (b), Scan der habituellen Okklusion (c)

Im Rahmen der Modellvorschau wurden die Scans auf Vollständigkeit überprüft, Scanartefakte nachgescannt und die Modellachsen ausgerichtet. Der Datenexport erfolgte als ocxd-Datei, sodass die Scandatensätze Farbinformationen umfassten.

4.2.3 Digitale Modellanalyse

Zur digitalen Vermessung wurden sowohl die in vitro- als auch die in vivo-Scans in die Diagnostik- und Dokumentationssoftware OnyxCeph³™ 3D Lab (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Deutschland; im Folgenden: OnyxCeph) importiert. Zunächst erfolgte die softwareinterne Reparatur fehlerhafter Oberflächennetze sowie die Ausrichtung der Modelle nach der Raphe-Median- und Okklusionsebene. Danach wurden die Modelle virtuell gesockelt und die Zahnkronen entsprechend des FDI-Schemas (Fédération Dentaire Internationale) zugeordnet. Mittels eines strukturerkennenden Algorithmus erfolgten die Segmentierung, Separierung und Vervollständigung der einzelnen Zähne als eigenständiges 3D-Zahnobjekt. Jeder Zahnkrone wurden softwaregesteuert Referenzpunkte als analysespezifische Messpunktpositionen zugeordnet und fehlende Punkte manuell markiert (Abb. 9a-c).

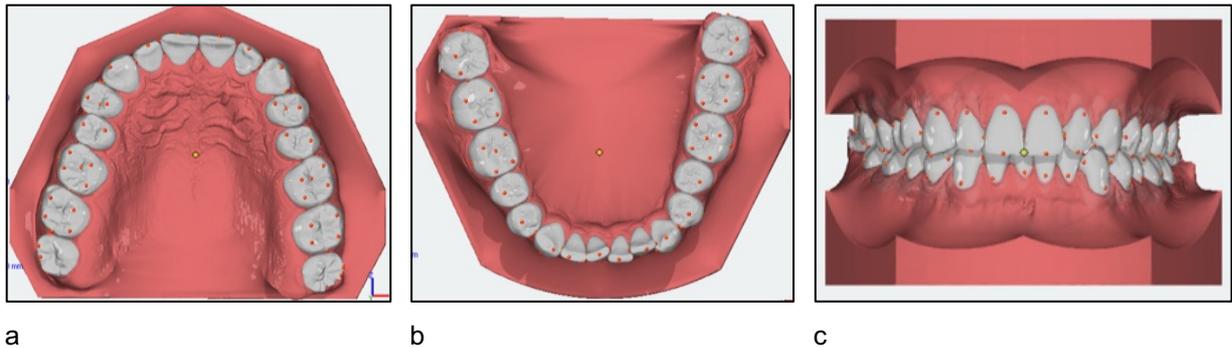


Abb. 9: Screenshot aus OnyxCeph, Referenzpunktzuoordnung

Oberkieferreferenzpunkte (a), Unterkieferreferenzpunkte (b), Referenzpunkte von vestibulär (c)

Insgesamt wurden 20 digitale Modellpaare der Frasco-Scans sowie 70 digitale Modellpaare der Probandenscans im Modul „Auswertung 3D“ nach ausgewählten kieferorthopädischen Modellanalysen analysiert. Der Okklusionsbefund wurde anhand der 6-Jahr-Molaren- und Eckzahnrelation erfasst. Overjet und Overbite sowie eine Mittellinienverschiebung im Ober-/Unterkiefer wurden bestimmt. Die Summa incisivorum des Ober- und Unterkiefers (SI_{OK}/SI_{UK}) (175) wurde berechnet und der Index nach Tonn (176) ermittelt. Weiterhin wurde die Boltonanalyse durchgeführt (177). Die Zahnbogenbreiten wurden anhand der transversalen Abstände zwischen den 6-Jahr-Molaren vermessen. Ein transversaler Symmetrievergleich wurde anhand des transversalen Abstandes der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene untersucht. Ein Platzmangel oder Platzüberschuss wurde quadrantenweise berechnet. Zuletzt wurde der PAR-Index bestimmt (178).

4.2.4 Digitale Intraoralscan-Befundung

Eine digitale, zahnärztliche und kieferorthopädische Befunderhebung der 35 Probandenscans wurde vorgenommen. Beide Untersucher führten diese unabhängig voneinander innerhalb des Moduls „Bild anpassen 3D“ in OnyxCeph durch. Die Scans waren softwareintern jeweils einzeln für Ober- und Unterkiefer sowie in habitueller Okklusion dargestellt (Abb. 10a-c) und konnten aus allen Ebenen visualisiert werden. Die detaillierten Befundbögen sind in Abb. I im Anhang dargestellt. Tabelle 2 fasst alle Befundparameter zusammen.



Abb. 10: Screenshot aus OnyxCeph, Intraoralscan-Befundung
Oberkieferscan (a), Unterkieferscan (b), Ansicht in habitueller Okklusion (c)

Tabelle 2: Befundparameter für die digitale Intraoralscan-Befundung

Befundparameter		
Zahnstatus/ Zahnbefund	Füllungen* persistierender Milchzahn* Schliffacetten* Zahnelongation*	Rezession* Zahnunterzahl* keilförmiger Defekt* Zahnkipfung*
Mundhygieneparameter	Plaque Gingivitis	Zahnstein
Kieferorthopädischer Befund	Okklusionsbefund lückige Zahnstellung**/** Tief-, Steil-, Deckbiss Engstand**/**	Retentionselement Kopfbiss**, offener Biss** Kreuzbiss** Außenstand der Canini**

Befundung: *auf Zahnebene, **getrennt für SZB und FZB des OK/UK, ***kieferweise

4.3 Klinischer Untersuchungsablauf der Zahnfarbmessungen

Die elektronischen Zahnfarbmessungen an Zahn 13-23 erfolgten durch Untersucher 1 mit der Primescan und einem Spektrophotometer (VITA Easyshade V, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland; im Folgenden: Easyshade). Es erfolgte die Einteilung der Labialflächen in drei Segmente: inzisal (S_1), body (S_2) und gingival (S_3) (179). Alle Farbmessungen wurden im mittleren Segment (S_2) (Abb. 14) in jeweils zwei Messreihen durchgeführt. Als Referenzfarbsystem diente die VITA classical A1-D4 Farbskala (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland). Die 2D-Struktur dieses Farbsystems beschreibt die Dimensionen Farbton (Kategorie A bis D) und Helligkeit (Gruppe 1 bis 4).

4.3.1 Elektronische Zahnfarbmessung mittels Primescan

Zur Zahnfarbbestimmung zeichnet die Primescan Farbinformationen automatisch während des Scanvorgangs auf, verarbeitet diese softwareintern und rechnet sie in die entsprechenden Farbskalenwerte um. Für den Scankopf wurde eine Saphirglashülse verwendet und auf Fremdlicht verzichtet. Die Farbkalibrierung der Primescan erfolgte entsprechend des Softwarehandbuches (180). Die Probanden nahmen eine aufrecht sitzende Position auf dem zahnärztlichen Behandlungsstuhl ein. Eine Abstützung der Seitenzähne erfolgte durch Watterollen im Schlussbiss. Die Wange oder Lippe wurden während des Scans lediglich bei Bedarf für ein kurzes Zeitintervall (<10 Sekunden) mit einem zahnärztlichen Spiegel abgehalten, um Veränderungen der Zahnfarbe durch eine Austrocknung zu vermeiden. Zur Zahnfarbbestimmung wurden, unter Aktivierung der Farbaufnahmefunktion der Primescan und Auswahl des VITA classical Farbsystems, Teilkieferscans innerhalb der CEREC Software 5.1.2 (Dentsply Sirona) von Zahn 13-23 erstellt. Nachgescannt wurden Bereiche, welche keine ausreichenden Scaninformationen für die Farberkennung enthielten. Nach dem Scan erfolgte im „Design“ Modul der Softwareanwenderoberfläche die Aktivierung des Tools zur Farbanalyse. Durch eine manuelle Markierung der S_2 -Segmente wurden die Zahnfarben entsprechend des Referenzfarbsystems VITA classical sichtbar (Abb. 11). Es wurden zwei Messreihen an 6 Zähnen von 22 Probanden vorgenommen.

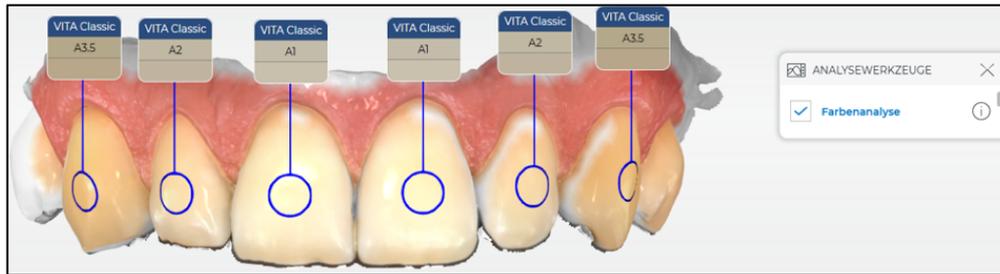


Abb. 11: Screenshot der Zahnfarbmessung am Intraoralscan
Farbanalysetool der CEREC Software 5.1.2

4.3.2 Elektronische Zahnfarbmessung mittels Spektrophotometer

Als Referenzmethode wurde das Spektrophotometer VITA Easyshade V verwendet (Abb. 12a). Der Easyshade enthält eine Lichtquelle, eine Vorrichtung zum Empfang des reflektierten Lichts und ein Spektralphotometer (181). Der Außendurchmesser der kreisförmigen Sondenmessfläche beträgt 6 mm (Abb. 12b). Basierend auf dem spektrophotometrischen Messprinzip wird die Intensität des empfangenen Lichts in einem Wellenlängenmessbereich von 400-700 nm gemessen (Remissionsspektrum). Softwareintern erfolgt ein Vergleich der Farbdaten mit werksseitig eingelesenen Farbsystemen. Die Zahnfarbbestimmung mittels Easyshade ist unabhängig vom Umgebungslicht möglich (182). Auf dem Touchdisplay werden die Messergebnisse, inklusive des Grades der Übereinstimmung mit der vom System ausgewählten Farbe, in Form eines Ampelsystems angezeigt (Abb. 12c).

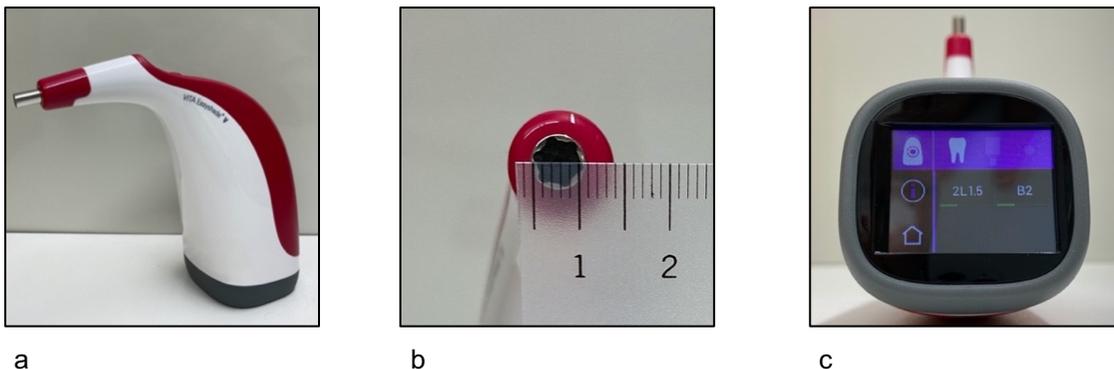


Abb. 12: VITA Easyshade V (a), Messspitzendurchmesser (b), Display (c)

Um die Reproduzierbarkeit des Messareals (S_2) bei Wiederholungsmessungen sicherzustellen, wurden vorab Platzierungshilfen in Form von CAD/CAM-gefertigten Schienen für alle Probanden angefertigt. Dazu erfolgte die digitale Konstruktion zylinderförmiger Bracketschablonen mit einem Durchmesser von 6 mm entsprechend

des Messsondendurchmessers des Easyshades. Diese wurden in OnyxCeph im „FA_Bonding 3D“ Modul auf den in Abschnitt 4.2.3 beschriebenen 3D-Modellen des Oberkiefers auf den FA-Punkten (Fazialachsenpunkt nach Andrews) der zu messenden Zähne platziert (Abb. 13a) (183). Im Modul „Bonding Trays 3D“ erfolgte anschließend die Schienenkonstruktion auf den Zähnen 13-23 mit Aussparungen im Bracketbereich (Abb. 13b). Alle 35 Schienen wurden nach dem Digital Light Processing 3D-Druckverfahren aus 3D-Druck-Kunststoff (SHERAprint-ortho plus UV) mit dem SHERAeco-print 30 3D-Drucker (SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co., Lemförde, Deutschland) gedruckt und manuell ausgearbeitet (Abb. 13c, d).

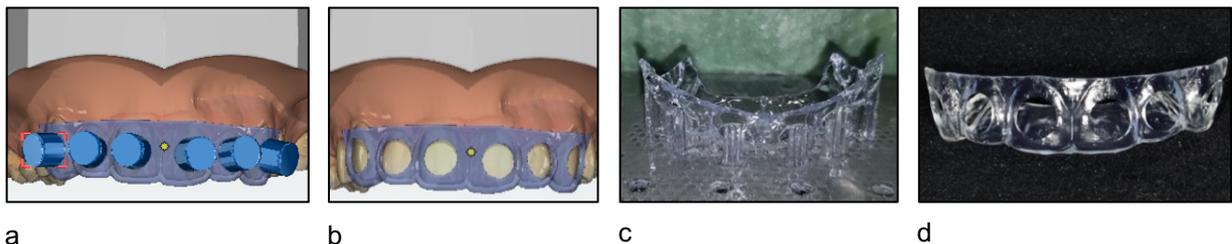


Abb. 13: Konstruktion und Anfertigung der Platzierungshilfe

mit (a) und ohne Bracketschablone (b), Schiene vor (c) und nach Ausarbeitung (d)

Am zahnärztlichen Behandlungsstuhl wurde die intraorale Passgenauigkeit der Schiene für jeden Probanden kontrolliert. Nach der Weißkalibrierung des Easyshades wurde die Messspitze mit einer Infektionsschutzkappe bestückt und senkrecht auf die freie Zahnoberfläche innerhalb der Schienenaussparung aufgesetzt (Abb. 15). Für den Easyshade wurde als Betriebsmodus die Grundfarbbestimmung des zentralen Zahnbereichs gewählt. Die ermittelte Zahnfarbe wurde entsprechend des VITA classical Referenzfarbsystems auf dem Display angezeigt. Nach jeder dritten Farbmessung erfolgte eine erneute Weißkalibrierung des Easyshades. Es wurden zwei Messreihen an insgesamt 6 Zähnen von 35 Probanden vorgenommen.

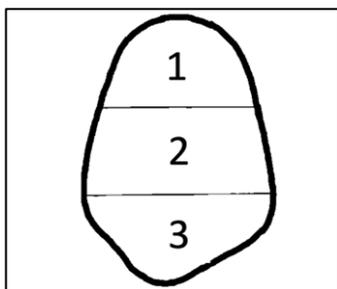


Abb. 14: Zahnfarbmesssegmente
gingival (1), body (2), inzisal (3)
in Anlehnung an (179)



Abb. 15: Spektrophotometrische Zahnfarbmessung
(VITA Easyshade V)

4.4 Methode der statistischen Auswertung

Die Strukturierung und Dokumentation der erhobenen Daten erfolgte mittels des Tabellenkalkulationsprogramms Microsoft Excel (Mac OS 16.46 Version; Microsoft Corporation, Redmond, USA). Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm R für Windows in der Version 4.03 sowie mit der Stata Software (Stata Corporation, College Station, TX, USA) durchgeführt.

4.4.1 Auswertung der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befunde

In vitro-Scans

Für die Modellanalysen der Frasaco-Scans wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

In vivo-Scans - interindividuelle Reliabilität

Die interindividuelle Reliabilität (U_1 vs. U_2) der kieferorthopädischen Modellanalysen wurde mittels zwei Versionen der ICC ($ICC_{(2,1)}/ICC_{(3,1)}$) erfasst (184). Zur Beurteilung der Stärke der Übereinstimmung wurde die Klassifikation nach Byrt (185) (Tab. 3) verwendet. Weiterhin erfolgte die grafische Auftragung der Ergebnisse beider Messreihen gegeneinander anhand von Bland-Altman Plots.

Tabelle 3: Stärke der Übereinstimmung nach Byrt

	Übereinstimmung
0,00	Keine Übereinstimmung
0,01 - 0,20	Schlechte Übereinstimmung
0,21 - 0,40	Geringe Übereinstimmung
0,41 - 0,60	Faire Übereinstimmung
0,61 - 0,80	Gute Übereinstimmung
0,81 - 0,92	Sehr gute Übereinstimmung
0,93 - 1,00	Exzellente Übereinstimmung

Digitale Intraoralscan-Befundung - interindividuelle Reliabilität

Die interindividuelle Reliabilität (U_1 vs. U_2) der zahnärztlichen und kieferorthopädischen Befunde ist mittels des Kappa Konkordanzindex bestimmt worden (184). Die Auswertung der Stärke der Übereinstimmung erfolgte entsprechend der oben genannten Klassifikation nach Byrt (185) (Tab. 3).

4.4.2 Auswertung der elektronischen Zahnfarbmessungen

Die auf Zahnebene erhobenen Farbmesswerte wurden entsprechend der Messmethoden (Easyshade und Primescan) strukturiert. Untersucht wurde die intra-/interindividuelle Reproduzierbarkeit beider Methoden, welche sowohl die Übereinstimmung (englisch: agreement) als auch die Reliabilität (englisch: reliability) umfasst (186).

Für alle VITA classical Farbwerte wurden mittels einer Umrechnungstabelle nach Park et al. (187) die entsprechenden L^* und C^*_{ab} -Werte des CIE- $L^*a^*b^*$ -Systems (hinsichtlich des Normlichts D_{65}) kalkuliert. Zur Identifizierung klinisch relevanter Farbdifferenzen erfolgte die Auswertung bezüglich Delta E (ΔE) bzw. $\Delta E < 2,7$ (188) und $\Delta E < 3,7$ (189). Die Berechnung erfolgt nach der folgenden Formel: $\Delta E = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2}$ (116). Zur Beurteilung der Stärke der Übereinstimmung wurde die oben genannte Klassifikation nach Byrt (185) verwendet (Tab. 3).

Darüber hinaus wurden alle Farbmessergebnisse hinsichtlich des Abstandes zu 0M1 des VITA 3D-MASTER Farbsystems, bezeichnet als $d(0M1)$, ausgewertet (123, 124). Die Variabilität wurde anhand der gepoolten Standardabweichung erfasst. Die Übereinstimmungen für $d(0M1) < 2,7$ und $d(0M1) < 3,7$ wurde bestimmt. Der Standardmessfehler (SEM: standard error of measurement) wurde kalkuliert und in zwei Versionen dargestellt (186). Es erfolgte die Berechnung des kleinsten nachweisbaren Farbunterschiedes (SDCD: smallest detectable color difference), definiert als: $1,96 * \sqrt{2} * SEM \approx 2,77 * SEM$ (186). Weiterhin wurde die intra-/interindividuelle Reliabilität mittels drei Versionen der ICC ($ICC_{(1,1)}/ICC_{(2,1)}/ICC_{(3,1)}$) erfasst. Die grafische Darstellung der Ergebnisse bezüglich $d(0M1)$ erfolgte anhand von Bland-Altman Plots.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befunde

Innerhalb der Messreihen konnte sowohl der vollständige Datenumfang der 20 Frasaco-Scans als auch der 70 Probandenscans zur statistischen Analyse verwendet werden.

5.1.1 In vitro-Scans

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Modellvermessungen an den Frasaco-Scans sind unter Angabe einer Nachkommastelle in Tabelle 4 dargestellt. Die Ergebnisse zeigen für die zwei Variablen transversaler Abstand der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene (16-RME und 26-RME) eine maximale Standardabweichung von 0,6 mm. Der Tabelle 4 ist auch zu entnehmen, dass für alle anderen Variablen mit Standardabweichungen von 0-0,5 mm eine insgesamt geringe Verteilung der Werte um die variablenspezifischen Mittelwerte besteht.

Tabelle 4: Mittelwert (\bar{X}) und Standardabweichung (SD) der Frasaco-Modellanalysen

Mittelwert (\bar{X}) und Standardabweichung (SD) für n = 20											
	Okk re 3er (mm)	Okk li 3er (mm)	Okk re 6er (mm)	Okk li 6er (mm)	OJ (mm)	OB (mm)	MLV OK (mm)	MLV UK (mm)	Slo (mm)	Siu (mm)	Tonn (%)
\bar{X}	3,4	2,9	1,8	1,3	2,5	1,2	0,1	0,4	30,4	21,8	71,5
SD	0,3	0,3	0,1	0,1	0,2	0,1	0,4	0,4	0,1	0,1	0,2

	Bolton ant. (%)	Bolton over. (%)	tB OK (mm)	tB UK (mm)	16- RME (mm)	26- RME (mm)	Dre OK (mm)	Dli OK (mm)	Dre UK (mm)	Dli UK (mm)	PAR Index
\bar{X}	76,2	91,3	46,2	47,2	23,2	22,9	0,5	0,5	-0,6	0,3	0
SD	0,2	0,2	0,1	0,5	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4	0,4	0

Okk re/li 3er/6er: Okklusionsbefund anhand der 6-Jahr-Molaren- und Eckzahnrelation, OJ: Overjet, OB: Overbite, MLV OK/UK: Mittellinienverschiebung im Ober-/Unterkiefer, Slo/Siu: Summa incisivorum des Ober-/Unterkiefers, Tonn: Index nach Tonn, Bolton ant./over.: Boltonanalyse, tB OK/UK: transversale Breiten zwischen den 6-Jahr-Molaren für Ober-/Unterkiefer, 16-/26-RME: transversaler Abstand der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene, D re/li OK/UK: Platzdiskrepanz (Platzmangel/Platzüberschuss) für alle Quadranten, PAR Index:

PAR-Index

5.1.2 In vivo-Scans - interindividuelle Reliabilität

Die detaillierten Ergebnisse der digitalen Modellanalysen an den in vivo-Scans sind im Anhang in Tabelle I aufgeführt. Tabelle 5 zeigt die Ergebnisse für die interindividuelle Reliabilität der zusammengefasst dargestellten Modellanalysen mittels der ICC ($ICC_{(2,1)}/ICC_{(3,1)}$). Anhand der Ergebnisse wird nach Byrt offenkundig, dass zwischen beiden Untersuchern (U_1/U_2), mit konstant hohen Werten (ICC 0,87 - 0,99), eine sehr gute bis exzellente Übereinstimmung besteht. So repräsentieren die Ergebnisse für die Mittellinienverschiebung eine sehr gute Übereinstimmung sowie für alle weiteren Analysen eine exzellente Übereinstimmung.

Tabelle 5: Interindividuelle Reliabilität der digitalen Modellanalysen (ICC)

Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) für n = 35									
	Okk	OJ	OB	MLV	Slo/ Siu	Tonn/ Bolton	tB OK/UK	D li/re OK/UK	PAR Index
$ICC_{(2,1)}$	0,94	0,95	0,98	0,87	0,99	0,99	0,99	0,97	0,93
$ICC_{(3,1)}$	0,94	0,95	0,98	0,87	0,99	0,99	0,99	0,97	0,93

Okk: Okklusionsbefund, OJ: Overjet, OB: Overbite, MLV: Mittellinienverschiebung für Ober-/Unterkiefer, Slo/Siu:

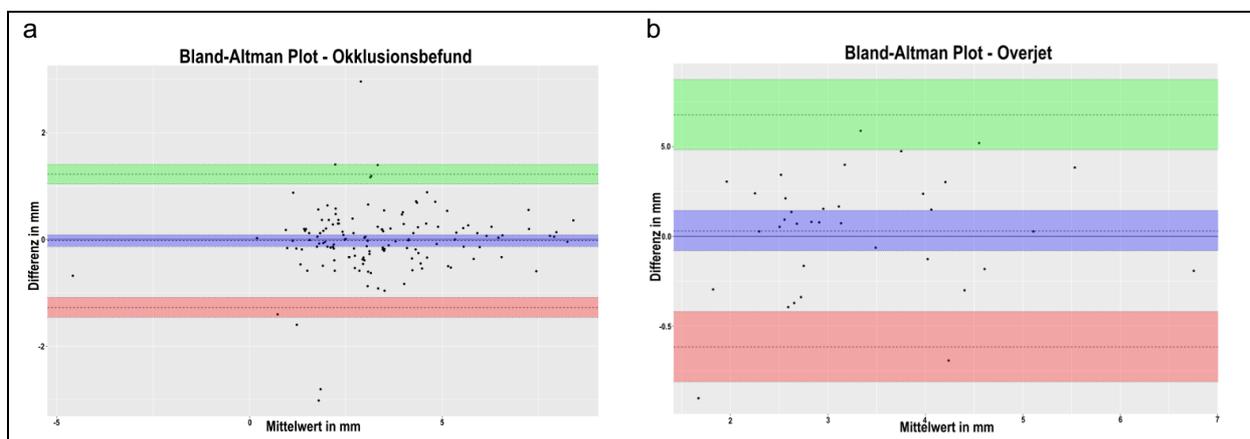
Summa incisivorum des Ober-/Unterkiefers, Tonn/Bolton: Index nach Tonn/ Boltonanalyse, tB OK/UK:

transversale Breiten zwischen den 6-Jahr-Molaren für Ober-/Unterkiefer sowie transversaler Abstand der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene, D li/re OK/UK: Platzdiskrepanz (Platzmangel/Platzüberschuss) für

alle Quadranten, PAR Index: PAR-Index; Klassifikation zur Interpretation der ICC:

schlecht (<0,2); gering (0,21-0,40); fair (0,41-0,60); gut (0,61-0,80); sehr gut (0,81-0,92); exzellent (0,93-1,00)

Für die interindividuelle Reliabilität erfolgt die grafische Darstellung der Ergebnisse der Modellanalysen an den Intraoralscans beider Untersucher (U_1/U_2) in den analysespezifisch zusammengefassten Bland-Altman Plots (Abb. 16a-i) (Tab. 6).



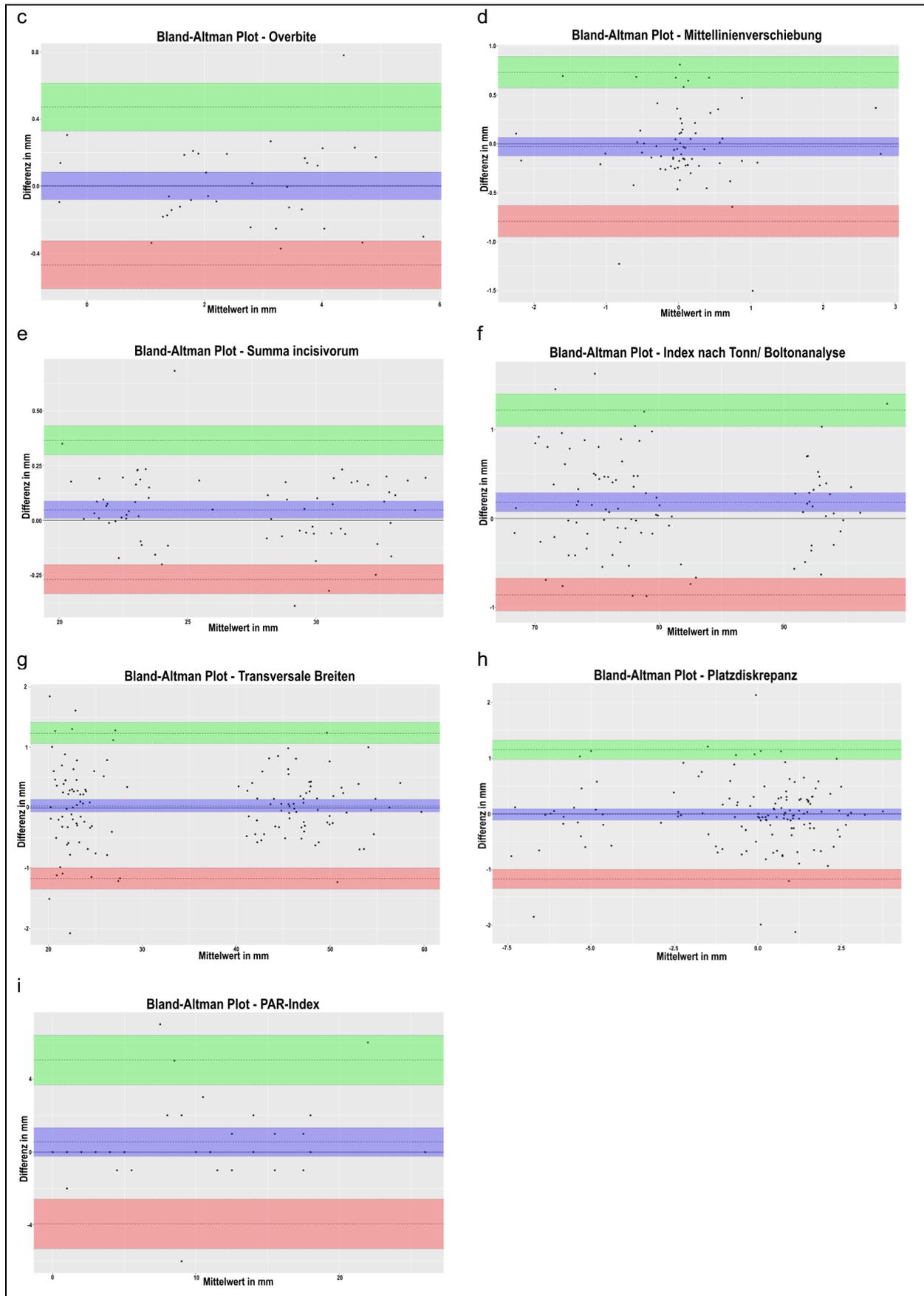


Abb. 16: Bland-Altman Plots der digitalen Modellanalysen,
(a-i): analysespezifisch

Tabelle 6: Mittelwert der Differenzen und obere/untere Übereinstimmungsgrenzen

	Mittelwert der Differenzen	Obere Übereinstimmungsgrenze	Untere Übereinstimmungsgrenze
Okklusionsbefund	-0,0232	1,2242	-1,2706
Overjet	0,0304	0,6768	-0,6159
Overbite	0,0019	0,4718	-0,4678
Mittellinienverschiebung	-0,0300	0,7312	-0,7912
Summa incisivorum	0,0483	0,3651	-0,2684
Index nach Tonn/ Boltonanalyse	0,1797	1,2154	-0,8560
Transversale Breiten	0,0315	1,2379	-1,1742
Platzdiskrepanz	-0,0107	1,1490	-1,1705
PAR-Index	0,5428	5,0361	-3,9504

In den Bland-Altman Plots der Analysen zum Okklusionsbefund, zum Overbite und Overjet, zur Mittellinienverschiebung, zur Summa incisivorum sowie zur sagittalen Platzdiskrepanz ist erkennbar, dass die Differenzen der einzelnen Messwertpaare zu 95 % innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen verteilt waren. Entsprechend ergibt sich eine Normalverteilung innerhalb der Messergebnisse. Auch die Differenzen der einzelnen Messwertpaare waren sowohl für den Index nach Tonn, die Boltonanalyse als auch den PAR-Index größtenteils innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen verteilt. In der Grafik zu den transversalen Breiten zeigt sich eine hinreichend symmetrische Verteilung der Differenzen.

5.1.3 Digitale Intraoralscan-Befundung - interindividuelle Reliabilität

Die nachfolgenden Tabellen stellen die Ergebnisse der zahnärztlichen (Tab. 7) sowie kieferorthopädischen (Tab. 8) Befundübereinstimmungen beider Untersucher mittels Kappa dar. Die Ergebnisse zeigen, dass einzelne Befundparameter nicht ausgewertet (NA*) werden konnten. Für die zahnärztliche Befundung wird deutlich, dass für die Befundparameter Zahnelongation entsprechend der Klassifikation von Byrt eine faire Übereinstimmung, Gingivitis eine gute Übereinstimmung sowie keilförmige Defekte und Zahnkipfung eine sehr gute Übereinstimmung erreicht wurde. Die Parameter Rezession, zahnärztliche Befunde, Schliffacetten und Zahnstein repräsentieren eine exzellente Übereinstimmung (Tab. 7).

Ergebnisse

Tabelle 7: Interindividuelle Reliabilität der zahnärztlichen Befunde von U₁/U₂ (Kappa)

Kappa-Index (95 % CI)		
	Kappa (κ)	(95 % CI)
Zahnärztlicher Befund	0,96	(0,95 - 0,98)
Rezession	0,94	(0,91 - 0,98)
Schliffacetten	0,96	(0,93 - 0,98)
Zahnelongation	0,57	(0,08 - 1,06)
Keilförmige Defekte	0,82	(0,62 - 1,02)
Zahnkipfung	0,81	(0,76 - 0,87)
Plaque	NA*	(NA - NA)*
Gingivitis	0,77	(0,45 - 1,08)
Zahnstein	1	(1 - 1)

Klassifikation zur Interpretation von Kappa:

schlecht (<0,2); gering (0,21-0,40); fair (0,41-0,60); gut (0,61-0,80); sehr gut (0,81-0,92); exzellent (0,93-1,00)

Die Ergebnisse zur interindividuellen Reliabilität der kieferorthopädischen Befundung zeigen, dass für die Parameter Engstand der Incisivi und lückige Zahnstellung der Incisivi nach Byrt eine sehr gute Übereinstimmung erreicht wurde. Alle weiteren kieferorthopädischen Parameter erzielten eine exzellente Übereinstimmung (Tab. 8).

Tabelle 8: Interindividuelle Reliabilität der kieferorthopädischen Befunde von U₁/U₂ (Kappa)

Kappa-Index (95 % CI)		
	Kappa (κ)	(95 % CI)
Engstand Seitenzahnbereich	1	(1 - 1)
Engstand Incisivi	0,91	(0,82 - 0,99)
Eckzahnaußenstand	1	(1 - 1)
Lückige Zahnstellung Seitenzahnbereich	1	(1 - 1)
Lückige Zahnstellung Incisivi	0,88	(0,65 - 1,11)
Kreuzbiss Seitenzahnbereich	1	(1 - 1)
Kreuzbiss Incisivi	1	(1 - 1)
Offener Biss Seitenzahnbereich	NA*	(NA - NA)*
Offener Biss Incisivi	1	(1 - 1)
Kopfbiss Seitenzahnbereich	1	(1 - 1)
Kopfbiss Incisivi	NA*	(NA - NA)*
Tiefbiss	1	(1 - 1)
Steil-/Deckbiss	1	(1 - 1)
Okklusionsbefund	0,96	(0,91 - 1,01)
Retentionselement	0,94	(0,81 - 1,06)

Klassifikation zur Interpretation von Kappa:

schlecht (<0,2); gering (0,21-0,40); fair (0,41-0,60); gut (0,61-0,80); sehr gut (0,81-0,92); exzellent (0,93-1,00)

5.2 Ergebnisse der elektronischen Zahnfarbmessungen

Ausgewertet wurden sowohl die gepaarten spektrophotometrischen Messungen an 35 Probanden als auch beide Messreihen der Zahnfarbbestimmung mittels Intraoralscan an 22 Probanden. Alle Messergebnisse sind auf Zahnebene angegeben.

5.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit

In Tabelle 9 ist die intraindividuelle Reproduzierbarkeit des Easyshades und der Primescan bezüglich ΔE dargestellt. Die Ergebnisse zeigen nach Byrt, dass sich für die Wahrnehmbarkeitsschwelle von $\Delta E < 2,7$ für beide Methoden eine sehr gute Übereinstimmung ergab, wobei das Spektrophotometer (92,8) im Vergleich zum Intraoralscanner (86,9) ein besseres Ergebnis erzielte. Hinsichtlich $\Delta E < 3,7$ verzeichneten beide Methoden eine exzellente Übereinstimmung (Tab. 9).

Tabelle 9: Intraindividuelle Übereinstimmung bezüglich ΔE

	Spektrophotometer	Intraoralscanner
Anzahl gepaarter Messungen	208	130
Mittleres ΔE	0,32	0,68
(Standardabweichung)	(0,94)	(1,19)
Übereinstimmung für $\Delta E < 2,7$	92,8	86,9
(95 % CI)	(88,4 - 95,9)	(79,9 - 92,2)
Übereinstimmung für $\Delta E < 3,7$	97,6	97,7
(95 % CI)	(94,5 - 99,5)	(93,4 - 99,5)

Klassifikation zur Interpretation der Übereinstimmung:

schlecht (<20); gering (21-40); fair (41-60); gut (61-80); sehr gut (81-92); exzellent (93-100)

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse der zweifach wiederholten Messungen beider Methoden bezüglich $d(0M1)$ dargestellt. Mit einer gepoolten Standardabweichung von 3,17 zeigt das Spektrophotometer eine höhere Variabilität für $d(0M1)$ als die Primescan mit 2,67. Weiterhin erreichten beide Methoden hinsichtlich $d(0M1) < 2,7$ eine exzellente Übereinstimmung, wobei der Easyshade mit 96,6 ein besseres Ergebnis erzielte als der Intraoralscanner mit 94,6. Auch für $d(0M1) < 3,7$ wird ersichtlich, dass beide Methoden (bei engerem Konfidenzintervall des Easyshades) entsprechend der Klassifikation von Byrt eine exzellente Übereinstimmung (100,0) erzielten. Der Standardmessfehler (SEM) der Primescan (0,663) war im Vergleich

Ergebnisse

zum Easyshade (0,531) größer und der kleinste nachweisbare Farbunterschied (SDCD der Primescan 1,84/ des Easyshades 1,47) für das Spektrophotometer kleiner. Die Ergebnisse der intraindividuellen Reliabilität bezüglich d(0M1) zeigen mit einer ICC von 0,97 für den Easyshade und 0,94 für die Primescan eine exzellente Übereinstimmung für beide Methoden (Tab. 10).

Tabelle 10: Intraindividuelle Übereinstimmung und Reliabilität bezüglich d(0M1)

	Spektrophotometer	Intraoralscanner
Anzahl gepaarter Messungen	208	130
Mittlerer Abstand / Mittelwert d_1 zu 0M1 für die erste Messung (SD)	14,2 (3,21)	13,1 (2,69)
Mittlerer Abstand / Mittelwert d_2 zu 0M1 für die zweite Messung (SD)	14,3 (3,13)	13,2 (2,65)
Gepoolte SD für die 1. und 2. Messung	3,17	2,67
Differenz $d_2 - d_1$ (Standardabweichung)	0,02 (0,75)	0,06 (0,94)
Übereinstimmung für $d(0M1) < 2,7$ (95 % CI)	96,6 (93,2 - 98,6)	94,6 (89,2 - 97,8)
Übereinstimmung für $d(0M1) < 3,7$ (95 % CI)	100,0 (98,2 - 100,0)	100,0 (97,2 - 100,0)
Übereinstimmungsgrenzen	-1,45 - 1,50	-1,78 - 1,90
Gesamtanzahl der Messungen außerhalb der Übereinstimmungsgrenzen (tiefer; höher) erwartet: 4-17 für $n = 208$ u. 2-11 für $n = 130$	16 (6; 10)	10 (5; 5)
Größter Mittelwert $d(0M1)$	21,5	20,1
Kleinster Mittelwert $d(0M1)$	11,2	11,2
$SEM_{(2,1)}/SEM_{(3,1)}$	0,531 / 0,531	0,663 / 0,663
$SDCD_{(2,1)}/SDCD_{(3,1)}$	1,47 / 1,47	1,84 / 1,84
$ICC_{(1,1)}$ (95 % CI)	0,97 (0,96 - 0,98)	0,94 (0,91 - 0,96)
$ICC_{(2,1)}$ (95 % CI)	0,97 (0,96 - 0,98)	0,94 (0,91 - 0,96)
$ICC_{(3,1)}$ (95 % CI)	0,97 (0,96 - 0,98)	0,94 (0,91 - 0,96)

SD: Standardabweichung, CI: Konfidenzintervall, SEM: Standardmessfehler, SDCD: kleinster nachweisbarer Farbunterschied, ICC: Intraklassen-Korrelationskoeffizient

Klassifikation zur Interpretation der Übereinstimmung:

schlecht (<20); gering (21-40); fair (41-60); gut (61-80); sehr gut (81-92); exzellent (93-100)

Klassifikation zur Interpretation der ICC:

schlecht (<0,2); gering (0,21-0,40); fair (0,41-0,60); gut (0,61-0,80); sehr gut (0,81-0,92); exzellent (0,93-1,00)

Zusätzlich erfolgte die grafische Auftragung der Messergebnisse anhand von Bland-Altman Plots (Abb. 17). In den Plots ist erkennbar, dass der Mittelwert der Differenzen beider Messreihen für den Easyshade bei 0,02 sowie für die Primescan bei 0,06 lag (Abb. 17) (Tab. 10). Die Plots zeigen weiterhin sowohl ähnliche Verteilungsmuster als auch schmalere Übereinstimmungsgrenzen für das Spektrophotometer (-1,45 - 1,50) im Vergleich zum Intraoralscanner (-1,78 - 1,90). Die Differenzen der jeweiligen Methode waren zu 95 % innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen verteilt. Dabei ließen sich für die Primescan 10 Messungen und für den Easyshade 16 Messungen außerhalb der Übereinstimmungsgrenzen verzeichnen.

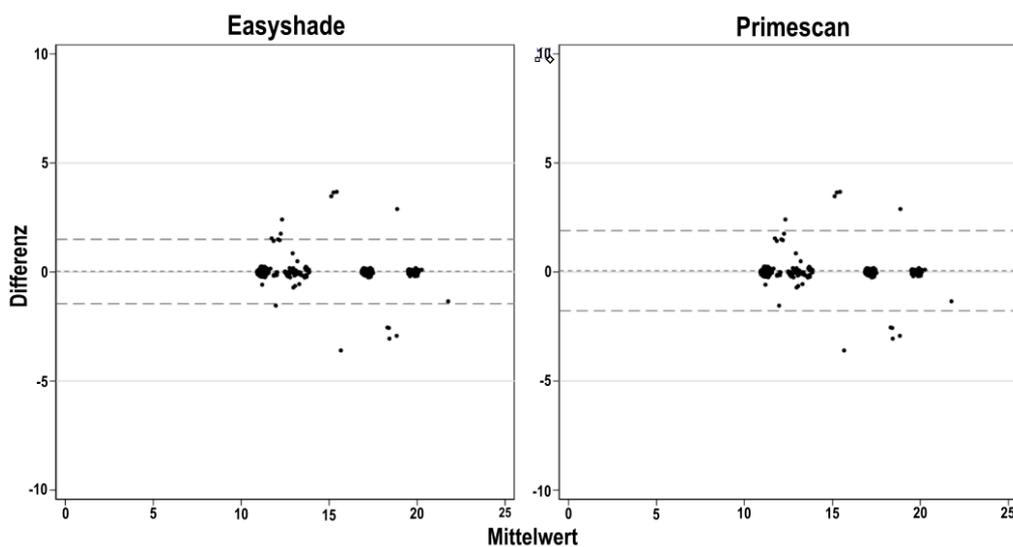


Abb. 17: Bland-Altman Plot für Easyshade und Primescan bezüglich d(0M1)

5.2.2 Interindividuelle Reproduzierbarkeit

Die interindividuelle Reproduzierbarkeit bezüglich ΔE ist in Tabelle 11 dargestellt. Die Ergebnisse zeigen nach Byrt für $\Delta E < 2,7$ eine gute Übereinstimmung (66,3) sowie für $\Delta E < 3,7$ eine sehr gute Übereinstimmung (83,4) (Tab. 11). In Tabelle 12 sind die Ergebnisse bezüglich d(0M1) dargestellt. Diese zeigen bei einer Differenz von (-0,87) einen größeren mittleren Abstand zu 0M1 für den Easyshade (14,2) im Vergleich zur Primescan (13,3). Weiterhin repräsentieren die Ergebnisse hinsichtlich d(0M1) < 2,7 (85,5) entsprechend der Klassifikation von Byrt eine sehr gute Übereinstimmung sowie für d(0M1) < 3,7 (92,3) eine sehr gute bis exzellente Übereinstimmung. Für die Reliabilität bezüglich d(0M1) lässt sich anhand der Ergebnisse eine gute Übereinstimmung ($ICC_{(2,1)} 0,73$ / $ICC_{(3,1)} 0,76$) erkennen (Tab. 12).

Ergebnisse

Tabelle 11: Interindividuelle Übereinstimmung bezüglich ΔE - Easyshade vs. Primescan

	Spektrophotometer vs. Intraoralscanner
Anzahl gepaarter Messungen	338
Mittelwert von ΔE	1,93
(Standardabweichung)	(2,19)
Übereinstimmung für $\Delta E < 2,7$	66,3
(95 % CI)	(61,0 - 71,3)
Übereinstimmung für $\Delta E < 3,7$	83,4
(95 % CI)	(79,0 - 87,2)

Klassifikation zur Interpretation der Übereinstimmung:

schlecht (<20); gering (21-40); fair (41-60); gut (61-80); sehr gut (81-92); exzellent (93-100)

Tabelle 12: Interindividuelle Übereinstimmung bezüglich $d(0M1)$ - Easyshade vs. Primescan

	Spektrophotometer vs. Intraoralscanner
Anzahl gepaarter Messungen	338
Mittlerer Abstand / Mittelwert d_1 zu 0M1	14,2
für den Easyshade (SD)	(3,15)
Mittlerer Abstand / Mittelwert d_2 zu 0M1	13,3
für die Primescan (SD)	(2,78)
Differenz $d_2 - d_1$	-0,87
(Standardabweichung)	(2,05)
Übereinstimmung für $d(0M1) < 2,7$	85,5
(95 % CI)	(81,3 - 89,1)
Übereinstimmung für $d(0M1) < 3,7$	92,3
(95 % CI)	(88,9 - 94,9)
Übereinstimmungsgrenzen	-4,88 - 3,15
Gesamtanzahl der Messungen außerhalb der	26
Übereinstimmungsgrenzen (tiefer; höher)	(25; 1)
erwartet: 9-25 für $n = 338$	
$ICC_{(2,1)}$	0,73
(95 % CI)	(0,61 - 0,81)
$ICC_{(3,1)}$	0,76
(95 % CI)	(0,71 - 0,80)

Klassifikation zur Interpretation der Übereinstimmung:

schlecht (<20); gering (21-40); fair (41-60); gut (61-80); sehr gut (81-92); exzellent (93-100)

Klassifikation zur Interpretation der ICC:

schlecht (<0,2); gering (0,21-0,40); fair (0,41-0,60); gut (0,61-0,80); sehr gut (0,81-0,92); exzellent (0,93-1,00)

Ergebnisse

Für die interindividuelle Übereinstimmung beider Methoden wurde die Differenz der Messwertpaare grafisch gegen den Mittelwert beider Messungen anhand von Bland-Altman Plots aufgetragen (Abb. 18). Der Plot zeigt, dass der Mittelwert der Differenzen bei $-0,87$ lag. Die Übereinstimmungsgrenzen lagen bei $(-4,88 - 3,15)$ (Tab. 12). Es ist kein gutes Übereinstimmungsmuster, bei einer nicht symmetrischen Verteilung der Werte, erkennbar.

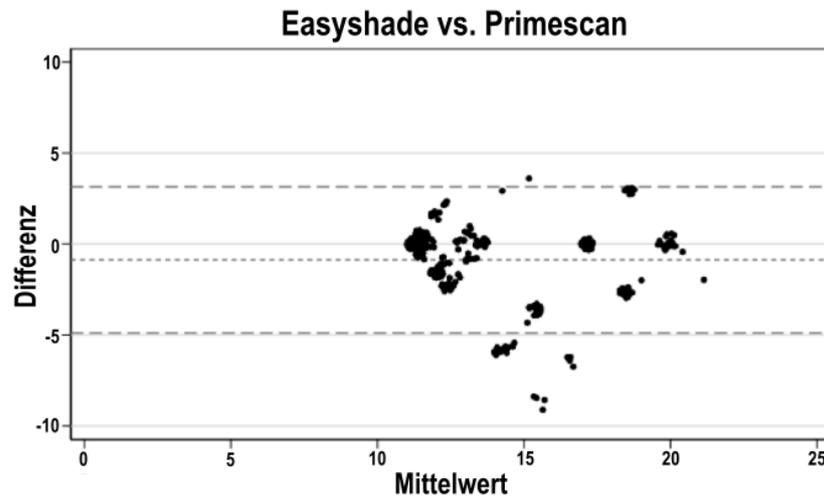


Abb. 18: Bland-Altman Plot für Easyshade vs. Primescan bezüglich d(OM1)

6 Diskussion

6.1 Methodendiskussion

6.1.1 Methodendiskussion der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befundung

Digitale Modellanalyse

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Reliabilität der digitalen Modellanalyse an 3D-Modellen aus Intraoralscans zu bestimmen. Die Zuverlässigkeit einer digitalen Modellanalyse kann im klinischen Prozedere durch untersucher-, geräte- oder patientenabhängige Faktoren beeinflusst werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Intraoralscans von zwei unterschiedlichen Untersuchern (U_1 : Zahnmedizinstudent im letzten Studienjahr, U_2 : Zahnarzt/ Weiterbildungsassistent für Kieferorthopädie) durchgeführt. Beide Untersucher fertigten unter identisch klinischen Bedingungen Intraoralscans von 35 Probanden an. In einer in vivo-Studie von Lim et al. (190) wurde der Einfluss der Scannerfahrung auf die Genauigkeit und Präzision von Intraoralscans anhand von zwei unterschiedlichen Scannern untersucht. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass, abhängig vom verwendeten Intraoralscanner, mit mehrmaligem Scannen bzw. einer zunehmenden Scannerfahrung des Untersuchers eine klinisch relevante Verbesserung der Richtigkeit digitaler Abformungen einhergeht. In der vorliegenden Studie waren beide Untersucher bereits mit der Primescan vertraut. Während Untersucher 2 eine langjährige Scannerfahrung hatte, konnte diese von Untersucher 1 nicht vorgewiesen werden, weshalb Untersucher 1 im Rahmen der Voruntersuchung zuerst eine Scanübung durchführte. Vorteilhaft ist, dass für die Primescan im Allgemeinen eine einfache Handhabung für Anwender mit wenig Scannerfahrung beschrieben wird (191).

Des Weiteren können gerätespezifische Einflussfaktoren wie eine unzureichende Kalibrierung des Intraoralscanners unbemerkt zur Abnahme der Scangenaugkeit führen. So kamen Rehmann et al. (38) in einer Untersuchung zu dem Ergebnis, dass die in der Studie getesteten intraoralen Scanner erst nach einer nachgeholtten Kalibrierung, welche nach Herstellerangaben zeitlich überfällig war, einen deutlichen Genauigkeitserfolg während des Scans verzeichneten. Zum Ausschluss entsprechender Fehlerquellen, wurden die Angaben des Softwarehandbuches zur

Kalibrierung der Primescan während unserer Untersuchung berücksichtigt. Zudem gelten neben verschiedenen Aufnahmeprinzipien weiterhin Hardware- und Softwarekomponenten intraoraler Scanner als Einflussfaktor auf die Genauigkeit der digitalen Abformung (66). Ender et al. (65) konnten in einer Studie zeigen, dass Scannergruppen mit einer aktuelleren Software bessere Ergebnisse für die Richtigkeit und Präzision erreichten. Um optimale Ergebnisse zu erzielen, wurde in der vorliegenden Untersuchung mit der Softwareversion (CEREC Ortho SW, Softwareversion 2.0, Dentsply Sirona) gescannt, die zum Studienzeitpunkt aktuell vorlag. Ungenauigkeiten im Rahmen des Scanprozesses können weiterhin durch Stitching-Fehler (Fehler beim Zusammenfügen von Teildatensätzen durch Aufsummierung von Matching-Fehlern) während des Matching-Prozesses entstehen (44). Deshalb sind systematische Scanpfade, welche zumeist vom Hersteller vorgegeben sind, von Bedeutung für die Scangenaugigkeit. Müller et al. (41) verglichen in einer in vitro-Studie drei verschiedene Scanpfade hinsichtlich der Richtigkeit und Präzision von Ganzkieferscans. Die Autoren stellten fest, dass die Ergebnisse in Abhängigkeit von verschiedenen Pfaden schwankten, sodass sie die Anwendung eines definierten Scanpfades empfehlen, um Ungenauigkeiten zu minimieren. Beide Untersucher der vorliegenden Studie verwendeten ausschließlich einen systematischen und vom Hersteller empfohlenen Scanpfad. Kam es während des Scanprozesses zu Scanartefakten durch Matching-Fehler, wurden diese partiell nachgescannt.

Hinsichtlich der patientenabhängigen Einflussfaktoren muss das Probandengut der vorliegenden Untersuchung (Zahnmedizinstudenten im letzten Studienjahr) betrachtet werden. Dieses geht möglicherweise mit einem Selektionsbias einher, da mit einem höherem sozioökonomischen Status im Allgemeinen auch eine erhöhte Inanspruchnahme zahnmedizinischer und kieferorthopädischer Leistungen korreliert (192). So konnte während der Studie für einen Großteil unserer Probanden eine bereits vorangegangene kieferorthopädische Behandlung festgestellt werden. Beispielsweise waren bei 12 von 35 Probanden festsitzende Retentionselemente nachweisbar. Ausgeprägte Malokklusionsbefunde konnten kaum nachgewiesen werden, womit entsprechend weniger Fehlerquellen für die digitalen Modellanalysen vorhanden waren. Goracci et al. (193) kamen in einem systematischen Review zu dem Ergebnis, dass in der Literatur insbesondere Daten zu Intraoralscans von

Kindern fehlen, obwohl sie von klinischer Relevanz sind, da ein Großteil der kieferorthopädischen Patienten von diesen repräsentiert wird. Die Autoren stellten außerdem fest, dass gerade bei Beschränkungen von Studien auf Probanden mit einer Klasse I Okklusion oder mit dem Ausschluss von vorhandenem Platzmangel die Verallgemeinbarkeit der Ergebnisse eingeschränkt ist. Entsprechend scheinen die vorliegenden Ergebnisse unserer Untersuchungen nur limitiert repräsentativ für das breite Spektrum der Allgemeinbevölkerung zu sein. Außerdem stellten Goracci et al. (193) in ihrem systematischen Review fest, dass nur wenige in vivo-Studien zu Intraoralscannern vorliegen, obwohl die Überprüfung der Genauigkeit und Zuverlässigkeit eine Voraussetzung für die klinische Anwendung neuer Technologien sein sollte. In vivo gilt es den Einfluss limitierender Faktoren innerhalb der klinischen Anwendung wie den Speichelfluss oder Bewegungen des Patienten sowie eine eingeschränkte intraorale Bewegungsfreiheit des Scankopfes zu minimieren (42). Deshalb muss an dieser Stelle diskutiert werden, dass Verzerrungsfaktoren auf die Ergebnisse unserer Arbeit möglicherweise mit der in vivo-Durchführung der Untersuchung zusammenhängen. Beispielsweise kamen Flügge et al. (39) in einer kombinierten in vivo-/in vitro-Studie zu dem Ergebnis, dass die Präzision des untersuchten Intraoralscanners trotz identischem Scanpfad in vitro größer war als in vivo, was sich nach den Autoren auf die genannten patientenabhängigen Faktoren während des Scans zurückführen ließ.

Alle digitalen kieferorthopädischen Modellanalysen der vorliegenden Studie wurden softwareintern anhand eines identischen Algorithmus, für welchen die Voruntersuchung mit der Auswertung der in vitro-Scans als Einarbeitung diente, durch Untersucher 1 durchgeführt. Für die Verarbeitung und Vermessung der Modelle wurde die Software OnyxCeph verwendet. Mittels des Diagnostik- und Dokumentationsprogramms OnyxCeph lassen sich adäquate Ergebnisse für kieferorthopädische Modellvermessungen erzielen (194). Zur Modellanalyse nimmt OnyxCeph automatisierte Analyseschritte vor. Trotzdem werden während der Datenverarbeitung manuelle Teilschritte aktiv vom Untersucher übernommen, welche eine potentielle Fehlerquelle darstellen könnten. Zur softwareinternen Identifizierung der gescannten Oberflächen wird jede Zahnkrone der 3D-Modelle mittels einer manuellen Punktsetzung durch den Untersucher markiert. Nicht direkt erkannte Zähne konnten durch eine Korrektur der Markierung nachfolgend registriert werden.

Neben der Identifikation der Oberflächen kann sich die Modellsegmentierung als problematisch erweisen. Während des Segmentierungsprozesses kam es bei einigen Einzelzähnen zur fehlerhaften Abgrenzung zwischen Zahn und Weichgewebe, welche im Anschluss manuell korrigiert werden musste. Auch die Übertragung der kieferorthopädischen Referenzpunkte auf die segmentierten Zahnkronen kann fehlerbehaftet sein. Von der Software nicht adäquat platzierte oder fehlende Referenzpunkte mussten manuell durch Untersucher 1 korrigiert werden. Gleichzeitig besteht in der manuellen Positionierung von Messpunkten ein Einfluss der Untersuchererfahrung auf die Ergebnisse digitaler Messungen (195). Da Untersucher 1 keinerlei Vorkenntnisse bezüglich der softwareinternen Analyseanwendungen hatte, erfolgte vor der ersten Modellanalyse eine Einarbeitung in das Programm. Weiterhin wurde Untersucher 1 durch die Auswertungen der in vitro-Scans der Voruntersuchung für die digitalen Modellanalysen in OnyxCeph kalibriert. Eine wesentliche Stärke der vorliegenden Untersuchung besteht im Umfang der ausgewählten Modellanalysen (elf je 3D-Modell) zur umfassenderen Abdeckung standardgemäß verwendeter Analysen. Im Vergleich sind bereits vorhandene Studien zur Evaluation digitaler Modellanalysen häufig auf ein bis zwei kieferorthopädische Vermessungen beschränkt (5, 196).

Digitale Intraoralscan-Befundung

Zur Einordnung der vorliegenden Arbeit in die Literatur kann bezüglich der digitalen Intraoralscan-Befundung die Disparität zwischen der Berufserfahrung beider Untersucher (U_1 : Zahnmedizinstudent im letzten Studienjahr, U_2 : Zahnarzt/ Weiterbildungsassistent für Kieferorthopädie) diskutiert werden. Beispielsweise kam Carstens (197) in einer Studie zum Einfluss der Berufserfahrung auf die Befundung von Approximalkaries zu dem Ergebnis, dass sich die Fähigkeit der Befunderhebung mit fortschreitender Berufserfahrung verbessert. Ferner untersuchten Lopez-Jornet et al. (198) den Einfluss der Berufserfahrung auf die visuelle Diagnostik physiologischer und pathologischer Schleimhautveränderungen mit 60 Zahnärzten ohne Berufserfahrung und 90 praktizierenden Zahnärzten. Die Ergebnisse zeigten vor allem für die Sensitivität und Spezifität gegenüber Präkanzerosen signifikante Unterschiede zugunsten der seit über zehn Jahren praktizierenden Zahnärzte. Dahingegen konnte in einer Studie von Hannebauer (199) festgestellt werden, dass verschiedene Untersuchererfahrungen keinen Einfluss auf die Ergebnisse

kieferorthopädischer Befunde nehmen. 120 Behandler aus drei verschiedenen Personengruppen (Kieferorthopäden, Studenten und Assistenten) bestimmten den PAR-Index an verschiedenen konventionellen und digitalen Modellen. Die Untersuchung zeigte, dass zwischen den drei Untersuchergruppen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten. So erreichten sowohl die Assistenten als auch die Studenten Werte für den PAR-Index, die mit denen der Kieferorthopäden vergleichbar waren. Eine mögliche Erklärung für diesen Sachverhalt ist, dass Zahnmedizinstudenten bereits während der klinischen Semester neben der regelmäßigen zahnärztlichen Befunderhebung ebenfalls kieferorthopädische Grundkenntnisse erlernen. Weiterhin kann betont werden, dass der detaillierte zahnärztliche und kieferorthopädische Befundbogen unserer Studie als Leitfaden für beide Untersucher diene.

Neben den bereits oben genannten gerätespezifischen Einflussfaktoren ist die Genauigkeit der Intraoralscans zur zahnärztlichen und kieferorthopädischen Befunderhebung von Bedeutung. Durch die hochauflösende Aufnahmequalität eines zum Studienzeitpunkt aktuellen Intraoralscanners, mit der zu diesem Zeitpunkt aktuell verfügbaren Softwareversion, konnte die intraorale Situation in der vorliegenden Untersuchung möglichst realitätsgenau wiedergegeben werden. Weiterhin konnte durch den Export der 3D-Daten im oxd-Dateiformat eine Datenkomprimierung sowie ein Verlust der Farbinformationen verhindert werden. Entsprechend erreichten wir eine präzise, farbechte Darstellung der Intraoralscans innerhalb der Diagnostiksoftware OnyxCeph. Außerdem war die Zoom-Funktion zur visuellen Vergrößerung schwer beurteilbarer Bereiche während der Befunderhebung von Vorteil.

Eine mögliche Limitation besteht in der Probandenkohorte der vorliegenden Arbeit, denn mit einem wachsenden sozioökonomischen Status hängt neben einer erhöhten Inanspruchnahme zahnärztlicher Leistungen wie regelmäßigen Kontrollen, ein adäquates Mundgesundheitsverhalten, mit welchem weniger parodontale Befunde sowie eine verminderte Karieserfahrung einhergehen, zusammen (200, 201). So zählt das Probandengut unserer Untersuchung, bestehend aus 35 Zahnmedizinstudenten in einer Altersklasse von 22 bis 32 Jahren, mit einer sehr guten Mundhygiene sowie einem niedrigem Sanierungs-/Restaurationsgrad als nicht

bevölkerungsrepräsentativ. Weiterhin wurden innerhalb unseres Probandenguts weder charakteristische zahnmedizinische Befunde von jüngeren, noch von älteren Altersgruppen abgedeckt, womit die Ergebnisse der Befunde an Intraoralscans der vorliegenden Arbeit nur begrenzt auf epidemiologische Bevölkerungsstudien übertragbar sind.

6.1.2 Methodendiskussion der elektronischen Zahnfarbmessungen

In der vorliegenden Studie wurde die Reproduzierbarkeit der Zahnfarbbestimmung an Intraoralscans im Vergleich zur spektrophotometrischen Methode bestimmt. Spektrophotometer gelten als genaue und zuverlässige Zahnfarbmessinstrumente sowie als validierte und reproduzierbare Methode zur Zahnfarbbestimmung (149, 202, 203). So konnte die Überlegenheit von Spektrophotometern im Vergleich zu anderen etablierten Zahnfarbmessmethoden in der Literatur bereits demonstriert werden (143, 163, 165, 166). Im Rahmen einer Studie zur Genauigkeit und Reproduzierbarkeit verschiedener Farbmessinstrumente, erreichte insbesondere der VITA Easyshade eine Genauigkeit von 92,6 % sowie eine Reproduzierbarkeit von 96,4 % (141). Auch in unserer Untersuchung wurden die mit dem Spektrophotometer erzielten Ergebnisse als Referenz angesehen. Weiterhin wurde das VITA classical Farbsystem verwendet, da dies seit Jahrzehnten der am häufigsten verwendete Leitfaden für die Farbauswahl in der klinischen Praxis ist (124, 203).

Zur Einordnung unserer Studie in die entsprechende Literatur sind insbesondere die klinischen Untersuchungsbedingungen zu diskutieren. Grundsätzlich gestalten sich in vivo-Studien mit Zahnfarbmessgeräten komplizierter als Untersuchungen unter standardisierten Laborbedingungen, da ein Goldstandard für die intraorale Umgebung fehlt (143). Um die Farbbestimmung mittels Intraoralscan unter klinischen Bedingungen bewerten zu können, wurde die vorliegende Untersuchung in vivo durchgeführt. Dozic et al. (143) verglichen fünf verschiedene Farbmessgeräte bezüglich ihrer Genauigkeit und Zuverlässigkeit sowohl in standardisierter als auch klinischer Umgebung. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass der überwiegende Teil der untersuchten Farbmessgeräte eine höhere Zuverlässigkeit unter in vitro-Bedingungen aufwies. Eine mögliche Begründung lässt sich in der Empfindlichkeit von Farbmessgeräten auf Patienten- oder Gerätebewegungen finden.

Weiterhin lässt sich das Probandengut unserer Untersuchung hinsichtlich der Farbverteilung durch die Teilnahme jüngerer Probanden nur begrenzt als repräsentativ für die Allgemeinbevölkerung ansehen. Es ist bekannt, dass die natürliche Zahnfarbe altersabhängigen Veränderungen unterliegt, womit diese entsprechend im zunehmenden Alter dunkler und gelber wird (129). Zurückzuführen ist dieser Sachverhalt auf Faktoren wie eine Volumenreduktion des Pulpengewebes mit Bildung von Sekundärdentin, welches weniger lichtdurchlässig ist oder auf eine verschleißbedingte Abnahme der Schmelzdicke, woraus ein steigender Einfluss der Dentinfarbe resultiert (129). Des Weiteren ist mit zunehmendem Alter von einem steigenden Konsum färbender Lebens- und Genussmittel wie Kaffee, Nikotin, Rotwein oder Tee, welche äußere Verfärbungen bedingen, auszugehen. Aufgrund dieser möglichen Einflussfaktoren führen unsere in Kap. 4.1 beschriebenen Ein- und Ausschlusskriterien zu einem Selektionsbias. Darüber hinaus wurden alle Zahnfarbbestimmungen an sechs Oberkieferfrontzähnen durchgeführt. Diese sind für den Untersucher optimal sichtbar sowie weiterhin unter ästhetischen Gesichtspunkten von besonderer Relevanz für Zahnfarbbestimmungen im klinischen Alltag. Da weiter distal gelegene Zähne neben einer verminderten Zugänglichkeit oder starken Oberflächenwölbungen mit einer reduzierten Messfläche für Farbmessgeräte einhergehen können, wurden die Zähne für die Untersuchung gewählt, welche sowohl gut zugänglich waren als auch eine möglichst ebene und ausreichend große Oberfläche für die Messung aufwiesen. Im Wesentlichen konnte damit eine ausgeprägte Konvexität sowie Irregularitäten der Messoberfläche, die durch Unregelmäßigkeiten zu Verzerrungen während der Farbestimmung führen können, reduziert bzw. ausgeschlossen werden (204). Eine *in vivo*-Studie von Karamouzos et al. (204) untersuchte die Zuverlässigkeit elektronischer Zahnfarbmessungen am gleichen Zahn, im gleichen Messbereich. Die Ergebnisse zeigten, dass neben den mittleren Oberkieferschneidezähnen obere seitliche Schneidezähne und obere Eckzähne signifikant kleinere Farbunterschiede (ΔE -Werte) im Vergleich zu den oberen ersten Prämolaren und unteren mittleren Schneidezähnen aufwiesen. Weiterhin erfolgte die Zahnfarbbestimmung in unserer Untersuchung im mittleren Drittel (S_2) der labialen Oberkieferfront- und Eckzahnoberflächen. Die Oberfläche im mittleren Bereich der Zahnkrone ist im Vergleich zum Gingivadrittel ebener, wodurch sich die Messsonde von Punktmessgeräten während der Farbmessung stabiler positionieren lässt. Habibi et

al. (137) beschreiben, dass mit einer gewölbten Zahngeometrie eine Veränderung des Remissionsspektrums von Spektrophotometern einhergehen kann, wodurch die Farbmessung potentiell verfälscht wird (englisch: edge loss effect). Auch eine Studie von Park et al. (187) zeigte im Zusammenhang mit einem Abflachen der zu messenden Zahnoberfläche gleichmäßigere Farbwerte. Weiterhin wird die Zahnfarbbestimmung im Drittel der Schneidekante durch den hohen Anteil an Zahnschmelz, welcher das Licht aufgrund seiner erhöhten Transluzenz weniger reflektiert, beeinträchtigt. Im Gingivadrittel nimmt der Kontrast der Gingiva Einfluss (158). So wird in der Literatur davon ausgegangen, dass der mittlere Bereich der Zahnkrone die Zahnfarbe am deutlichsten widerspiegelt (129, 205). Des Weiteren konnten Karamouzos et al. (204) aufzeigen, dass die mesiale und distale Zahnoberfläche die Messergebnisse signifikant beeinflusst und dass die Farbbestimmung im zentralen Bereich des mittleren Drittels die genauesten Ergebnisse liefert. Aus diesem Grund ist eine mögliche Verzerrung der Messergebnisse durch Positionsabweichungen des Farbmessgerätes innerhalb wiederholter Messungen zu berücksichtigen. Darüber hinaus konnten Paul et al. (166) in einer in vivo-Untersuchung zeigen, dass Spektrophotometer neben horizontalen noch empfindlicher auf vertikale Messpunktpositionsabweichungen reagieren. Entsprechend ist zur Evaluierung der Übereinstimmung und Reliabilität elektronischer Farbmessgeräte die Reproduzierbarkeit der Messposition während wiederholter Messungen von Bedeutung. Ferner entsprechen Intraoralscanner Flächenmessgeräten, da sie die Zahnfarbe über die gesamte Zahnoberfläche bestimmen sowie für den gewünschten Bereich angeben. Um innerhalb der Methode mittels Intraoralscanner sowie mit anderen Geräten wie in unserer Untersuchung dem Spektrophotometer vergleichen zu können, ist die Messung beider Geräte an der gleichen Position relevant. Insbesondere für Punktmessgeräte, welche auf eine reproduzierbare Repositionierung der Messspitze angewiesen sind, ist die Sicherstellung einer konstanten Erfassung desselben Messareals von Bedeutung. Durch Positionierungsschienen können potentielle Positionierungsfehler während wiederholter Zahnfarbmessungen kontrolliert werden (128). Blum (150) kam zu dem Ergebnis, dass mit unterstützenden Hilfsvorrichtungen wie Positionierungsschienen kein verzerrender Einfluss auf das Ergebnis der Zahnfarbbestimmung mit Spektrophotometern besteht. Auch Yilmaz et al. (169) konnten in ihrer Studie durch die Nutzung von Positionierungshilfen aus Acryl-Schienen eine reproduzierbare

Positionierung des Easyshades auf der Zahnoberfläche innerhalb eines 90-Grad-Winkels erreichen. Eine wesentliche Stärke unserer Untersuchung ist, dass der Easyshade mit Hilfe individuell konstruierter und 3D-gedruckter Schienen für alle Probanden exakt positioniert werden konnte. Somit konnten Verzerrungen der Messergebnisse durch ein abweichendes Ansetzen auf der Messoberfläche verhindert werden. Gleichzeitig konnte ein Aufsetzen der Messsonde in einem 90-Grad-Winkel zur Zahnoberfläche gewährleistet werden.

Während die Umgebungsbeleuchtung keinen Einfluss auf die Farbbestimmung mit Spektrophotometern nimmt (154), muss sie für Intraoralscanner als Fehlerquelle in Betracht gezogen werden. In der Literatur besteht kein klarer Konsens darüber, ob das Umgebungslicht einen Einfluss auf die Farbbestimmung des Intraoralscanners haben könnte. So kamen Reyes et al. (159) in ihrer in vivo-Studie zu dem Ergebnis, dass für Intraoralscanner keine Abhängigkeit von der Umgebungsbeleuchtung besteht. Im Gegensatz dazu fanden Revilla-Leon et al. (170) einen signifikanten Einfluss der Lichtverhältnisse auf die Farbbestimmung eines Intraoralscanners. Aus diesem Grund wurde in unserer Untersuchung auf zusätzliche Lichtquellen verzichtet und die Zahnfarbbestimmung unter möglichst konstanten Beleuchtungsverhältnissen durchgeführt. Weiterhin wurde während der Farbmessungen auf Hilfsvorrichtungen wie einen Wangenhalter verzichtet, da es durch eine Trockenlegung der Zähne zu Farbveränderungen bzw. signifikanten Aufhellungen kommt (206). Außerdem wurde in unserer Untersuchung darauf geachtet, dass eine Austrocknung der Zähne durch eine natürliche Speichelbenetzung zwischen den Messungen verhindert wird.

Des Weiteren unterscheidet sich das statistische Vorgehen der vorliegenden Arbeit von anderen Veröffentlichungen. Für alle Farbmessungen wurden mittels der Umrechnungstabelle von Park et al. (187) die entsprechenden L^* und C^*_{ab} -Werte des Referenzsystems VITA classical (bezüglich des D_{65} -Systems) kalkuliert. Zur Quantifizierung der Wahrnehmbarkeit von Farbunterschieden wählten wir Werte für die Wahrnehmbarkeitsschwelle von $\Delta E < 2,7$ und $\Delta E < 3,7$. In der Literatur wird unter experimentellen Umgebungsbedingungen ein Wert $\Delta E = 1$ als unterer Grenzwert beschrieben, den das menschliche Auge gerade noch wahrnehmen kann (207, 208). Unter klinischen Bedingungen muss ΔE jedoch einen höheren Wert annehmen, damit Farbunterschiede registriert werden können. So werden im Rahmen der

klinischen Situation in der Literatur Schwellenwerte von $\Delta E = 2,7$ (188), $\Delta E = 3,3$ (209) bis $\Delta E = 3,7$ (189) beschrieben. Dabei gilt $\Delta E > 3,7$ als oberer Grenzwert, ab welchem zwei Objekte intraoral als farblich different bewertet werden (189). Dieser ist entsprechend höher, da innerhalb der Mundhöhle eine Herausforderung in der Standardisierung der Lichtverhältnisse besteht. Ein systematischer Review von Khashayar et al. (207), welcher 48 Studien zum Schwellenwert von ΔE untersuchte, kam zu dem Ergebnis, dass, obwohl die Angaben zu Akzeptanz- und Wahrnehmbarkeitsschwellen für Farbunterschiede variieren, die Mehrheit der Studien Akzeptanzschwellen im Bereich von $\Delta E = 2,0$ bis $\Delta E = 4,0$ definieren. Besonders an unserer statistischen Auswertung ist, dass zusätzlich zu ΔE mit $d(0M1)$ gerechnet wurde, womit das statistische Konzept der vorliegenden Arbeit dem Prinzip der Veröffentlichung von Ratzmann et al. (124) entspricht. Während ΔE nur Übereinstimmungsstatistiken unterstützt, wurde mit Hilfe von $d(0M1)$ weiterhin die Evaluierung von Nichtübereinstimmungsmustern, die Bewertung der SDCCD, Bland-Altman Plots sowie Zuverlässigkeitsstatistiken, einschließlich Versionen der ICC ermöglicht (123).

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Ergebnisdiskussion der digitalen Modellanalysen und Intraoralscan-Befunde

Der direkte Vergleich der Ergebnisse dieser Arbeit mit den Ergebnissen anderer Studien ist aufgrund der Anwendung unterschiedlicher kieferorthopädischer Analyseverfahren und Untersuchungsmethoden limitiert. Auch die Verwendung verschiedener Intraoralscanner oder Softwareprogramme gilt als eingrenzender Faktor für den Vergleich innerhalb der Literatur (210).

In vitro-Scans

Als Referenz für Abweichungen innerhalb von Wiederholungsmessungen bei digitalen kieferorthopädischen Modellanalysen wird in der Literatur ein Wert von $\pm 0,5$ mm angegeben, welcher als klinisch akzeptabel gilt (194). Die Ergebnisse von elf Modellanalysen an jeweils 20 Frasco-Scans der vorliegenden Arbeit zeigen, dass die Standardabweichungen überwiegend dem empfohlenen Referenzwert entsprechen. Lediglich die zwei Messungen zum transversalen Abstand der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene (16-RME/26-RME: 0,6 mm)

überschreiten diesen Wert um 0,1 mm. Eine mögliche Erklärung für diese Abweichungen könnte in der Referenzpunktpositionierung liegen. Während die Referenzpunkte an den ersten Oberkiefermolaren für den Symmetrievergleich softwaregesteuert gesetzt werden, erfolgt die Markierung der Raphe palatina mediana anhand von zwei Referenzpunkten manuell in OnyxCeph durch den Untersucher. Für die Bewertung der Messergebnisse kieferorthopädischer Modellanalysen ist die Position analysespezifischer Referenzpunkte relevant. Diese werden zum einen softwaregesteuert und zum anderen manuell gesetzt. So kann eine inadäquate Positionierung von Referenzpunkten einen direkten Einfluss auf die Messung an konventionellen oder digitalen Modellen und damit auf die Zuverlässigkeit der Ergebnisse haben (210). Entsprechend kann auch während der Auswertung gleicher Modelle, mehrmalig gescannter Patienten, in der Subjektivität des Anwenders bei wiederholter Referenzpunktpositionierung innerhalb der Analysesoftware eine Fehlerquelle bestehen.

Reliabilität der digitalen Modellanalysen der in vivo-Scans

Untersucht wurde die Reliabilität der Ergebnisse elf verschiedener digitaler kieferorthopädischer Modellanalysen an den Probandenscans der Primescan.

Für Analysen, die mit der Zuordnung von Ober- und Unterkiefer korrelieren, wurden exzellente Übereinstimmungen mit einer ICC von 0,94 für die Okklusion, 0,95 für den Overjet sowie 0,98 für den Overbite erzielt. Diese Befundergebnisse konnten in einer in vivo-Studie von Camardella et al. (210) nicht bestätigt werden. Die Autoren untersuchten die Reproduzierbarkeit von 52 Messungen an digitalen Modellen aus 28 Intraoralscans des TRIOS Color Intraoralscanners (Software: Ortho Analyzer). Berichtet wurde über unzureichend reproduzierbare Ergebnisse bezüglich der Vermessung von Overjet, Overbite sowie für die sagittale Kieferrelation. Als mögliche Erklärung für abweichende Ergebnisse bei Analysen, welche die Zuordnung von Ober- und Unterkiefer umfassen, wird die Verwendung unterschiedlicher Softwareprogramme und/oder Intraoralscanner in verschiedenen Untersuchungen genannt. Park et al. (211) untersuchten die Genauigkeit der elektronischen Bissregistrierung fünf verschiedener Intraoralscanner (Omnica^m; CS3500³; iTero⁴; TRIOS; True Definition⁵) im Vergleich zu einem Modellscanner (AICON 3D Scanner). Die Ergebnisse zeigten, dass, obwohl leichte Differenzen für die Genauigkeiten der

einzelnen Scanner vorlagen, alle Scansysteme den vorgegebenen Referenzrahmen mit einer maximalen Abweichung von 0,5 mm erreichten. Im Allgemeinen können mit der Bissregistrierung indirekt digitalisierter Modelle aus Gipsmodellen oder Abformungen (mit oder ohne Bissregistrat) Verzerrungen einhergehen. Mit Intraoralscannern wird die habituelle Interkuspitation hingegen unmittelbar gescannt, wodurch diese Fehlerquelle mit der direkten Registrierung minimiert wird (113).

Für die Mittellinienverschiebung wurde in der vorliegenden Arbeit eine sehr gute Übereinstimmung (ICC von 0,87) erreicht. Während die zahnbezogenen Referenzpunkte für die Bestimmung der Mittellinienverschiebung softwaregesteuert gesetzt werden, wird weiterhin die Lage der Raphe-Median-Ebene durch den Untersucher bestimmt. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen einen Einfluss der manuellen Referenzpunktpositionierungen für die Raphe palatina mediana durch den Untersucher. Dementsprechend kann mit der Subjektivität des Anwenders eine Fehlerquelle bei Wiederholungsmessungen einhergehen. Auch Boldt et al. (195) kamen in einer Studie zu dem Schluss, dass eine Abhängigkeit der Messergebnisse zur manuellen Messpunktpositionierung auf digitalisierten Oberflächen durch die Untersucherkompetenz besteht.

Für die Vermessung der Zahnbreiten (Slo und Siu) wurde in unserer Studie eine exzellente Reliabilität (ICC von 0,99) erfasst. Die Zuverlässigkeit für den Index nach Tonn kann ebenfalls als exzellent (ICC von 0,99) bewertet werden. Diese Ergebnisse konnten auch Murugesan und Sivakumar (5) in einer vergleichbaren in vivo-Studie bestätigen. Die Autoren untersuchten die Zahnbreiten von zehn Probanden. Durchgeführt wurden die Messungen mit einem digitalen Modell aus einem Intraoralscan, einem Gipsmodell, das nachträglich digitalisiert wurde sowie direkt intraoral. Die Reliabilität wurde mit Hilfe der ICC bei wiederholten Messungen bestimmt. Die Ergebnisse zeigten eine exzellente Reliabilität (ICC 0,9 - 1,0) für die digitalen Messungen an den Intraoralscans. Weiterhin kann die Reliabilität der Messergebnisse zur Boltonanalyse in der vorliegenden Arbeit als exzellent (ICC von 0,99) bewertet werden. Zwei Studien, die einen Vergleich zu unserer Methode zulassen, kamen zu vergleichbaren Ergebnissen (113, 196). Wiranto et al. (113) untersuchten in einer in vivo-Studie die Validität, Reliabilität und Reproduzierbarkeit zur Bestimmung der Zahnbreiten und der Boltonanalyse an digitalen Modellen aus

Intraoralscans. Von 22 Probanden wurde jeweils ein Intraoralscan mittels des Lava C.O.S.⁶ Intraoralscanners, eine konventionelle Abformung, die digitalisiert wurde sowie ein Gipsmodell, welches als Goldstandard diente, angefertigt. Die Autoren berichteten, dass sich die Messergebnisse der digitalen Modelle und der intraoralen Scans mittels der DigiModel Software (Version 2.3.7, OrthoProof) nicht signifikant von denen der Gipsmodelle unterschieden. Mit einem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten von 0,99 für alle drei Methoden, welcher sich aus der Messwiederholung dreier unabhängiger Untersucher ergab, zeigte sich, dass auch Intraoralscans eine zuverlässige und reproduzierbare Methode darstellen, um Modellvermessungen zu diagnostischen Zwecken durchzuführen. Auch für die Boltonanalyse ergaben die Ergebnisse der Intraoralscanauswertungen keine klinisch signifikanten Unterschiede gegenüber dem verwendeten Goldstandard. Darüber hinaus untersuchten Naidu und Freer (196) in einer in vivo-Studie die Validität, Reliabilität und Reproduzierbarkeit eines Intraoralscanners (iOC, OrthoCAD-Software, Cadent, Carlstadt, NJ) zur Bestimmung von Zahnbreiten und zur Durchführung der Boltonanalyse. Für die Studie wurden konventionelle Gipsmodelle und digitale Modelle aus Intraoralscans von 30 Probanden erstellt, welche mit einem digitalen Messschieber sowie innerhalb einer Software analysiert wurden. Die Autoren berichteten sowohl für die Zahnbreitenmessung als auch für die Boltonanalyse über eine exzellente Reliabilität und Reproduzierbarkeit innerhalb der digitalen Modellvermessung an Intraoralscans.

Des Weiteren wurde in der vorliegenden Untersuchung für die Zuverlässigkeit der Modellvermessungen zur transversalen Breite eine exzellente Reliabilität (ICC von 0,99) erfasst. Auch innerhalb der in vivo-Studie von Murugesan und Sivakumar wurde die Reliabilität der Messung transversaler Breiten an 3D-Modellen aus Intraoralscans (TRIOS 3, Ortho Analyzer Software) bestimmt. Neben den Modellen des Intraoralscanners wurden die transversalen Breiten des Ober- und Unterkiefers wiederholt an Gipsmodellen, digitalisierten Gipsmodellen sowie direkt intraoral bestimmt. Innerhalb der digitalen Modellvermessungen an den Intraoralscans zeigten die Ergebnisse für die transversalen Messungen (ICC 0,99 - 1,0) eine exzellente Reliabilität (5). Auch Cuperus et al. (12) untersuchten in einer in vitro-Studie die Reproduzierbarkeit transversaler Messungen (intercanine-/ intermolare Distanz) an Intraoralscans des Lava C.O.S. Intraoralscanners sowie an 3D-gedruckten Modellen.

Die Ergebnisse zeigten keine klinisch signifikanten Differenzen innerhalb der Reproduzierbarkeit beider Methoden. Die Autoren berichten außerdem, dass die visuelle Vergrößerungsmöglichkeit durch Zoom-Funktionen an digitalen Modellen innerhalb geeigneter Softwareprogramme vorteilhaft für die Punktidentifikation bei der Vermessung ist.

Die Ergebnisse unserer Studie hinsichtlich vorhandener Platzdiskrepanzen (Platzmangel oder Platzüberschuss) für Ober-/Unterkiefer können ebenfalls als exzellent (ICC 0,97) bewertet werden. Zur Bestimmung von Platzmangel oder Platzüberschuss im Sinne einer kieferorthopädischen Segmentbogenanalyse, werden die mesio-distalen Zahnbreiten sowie segmentbezogene Messungen (Strecke zwischen den Referenzpunkten des jeweiligen Segments) vorgenommen. Einerseits werden für die Messung von Zahnbreiten innerhalb von Modellanalysen an Intraoralscans in der Literatur zuverlässige Ergebnisse angegeben (5, 12, 113). Andererseits ist zu diskutieren, dass mit dem Scannen von approximalen Kontaktpunkten, als analysespezifische Referenzpunkte, eine Herausforderung einhergehen kann. So gehen beispielsweise anatomische Variationen an Kontaktpunktpositionen mit Datenlücken während des Scans einher, die als Fehlerdaten vom Softwarealgorithmus interpoliert werden und somit eine Verzerrung darstellen können (196). Naidu und Freer (196) beschreiben, dass Zahnrotationen zu Ungenauigkeiten während des Scans führen, da diese bei der Identifizierung anatomischer Kontaktpunkte mit Interpretationsfehlern assoziiert sein können. Gleichzeitig untersuchten Anh et al. (212) in einer Studie den Einfluss eines zunehmenden Zahnengstandes auf die Präzision von Messungen an Intraoralscans mit zwei Intraoralscannern (TRIOS und iTero). Zwischen den Scans verschiedener Modelle mit unterschiedlich ausgeprägten Zahnengständen zeigte sich kein signifikanter Unterschied innerhalb der Präzision. Auch in einer in vivo-Studie von Park et al. (213) wurde die Zuverlässigkeit, Reproduzierbarkeit und Validität kieferorthopädischer Messungen von Platzdiskrepanzen anhand von 3D-Modellen eines Intraoralscanners (CS3600³) erfasst. Gemessen wurden neben den Zahnbreiten die Zahnbogenlängen von 40 Probandenmodellen, um die Platzdiskrepanzen anhand des vorhandenen im Verhältnis zum benötigten Platz zu bestimmen. Insgesamt zeigten die Ergebnisse der Untersuchung eine hohe Zuverlässigkeit für die Bestimmung der Platzverhältnisse.

Für den PAR-Index kann die Reliabilität in unserer Studie als exzellent (ICC 0,93) bewertet werden. Zur Bestimmung des PAR-Index werden verschiedene kieferorthopädische Analysen mit unterschiedlicher Gewichtung durchgeführt, um eine Aussage über das Ausmaß einer Malokklusion zu treffen. So nehmen die Kontaktpunktabweichungen der Frontzähne, die bukkale Okklusion, der Overjet und Overbite sowie die Mittellinienverschiebung einen Einfluss auf das Ergebnis des PAR-Index. In einer Untersuchung von Hannebauer (199) wurde der PAR-Index anhand von Gips-, Kunststoff- und digitalen Modellen aus in vitro-Scans eines Intraoralscanners (TRIOS 3) in OnyxCeph sowie in der OrthoAnalyzer Software durch 120 Behandler bestimmt. Bezüglich der Präzision konnten für die Bestimmung des PAR-Index keine signifikanten Abweichungen zwischen der konventionellen und der digitalen Modellanalyse an Intraoralscans festgestellt werden. Auch Gera et al. (214) untersuchten die Reproduzierbarkeit der digitalen Bestimmung des PAR-Index anhand von Intraoralscans des TRIOS Intraoralscanners (OrthoAnalyzer Software) im Vergleich zu konventionellen Modellen. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass beide Methoden eine sehr gute Reproduzierbarkeit (ICC 0,95 - 1,00) erreichten.

Reliabilität der digitalen Intraoralscan-Befundung

Studien zu zahnmedizinischen oder kieferorthopädischen Befunderhebungen an Intraoralscans sind limitiert, wodurch für die Ergebnisse unserer Untersuchung nur eingeschränkt vergleichbare Literatur zur Verfügung steht. In der vorliegenden Arbeit wurden für die zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Befunde an den Intraoralscans faire bis exzellente Übereinstimmungen erreicht. Nicht auswertbare Befundparameter wie Plaque, offener Biss im Seitenzahnbereich sowie frontaler Kopfbiss lassen sich auf die selektierte Probandenkohorte dieser Studie zurückführen. So geht mit der Beschränkung auf junge Probanden eine schmalere Varianz an Befunden, im Vergleich zur Durchschnittsbevölkerung, einher. Für die faire Übereinstimmung der Zahnelongation und die gute Übereinstimmung der Gingivitis muss die Subjektivität der Untersucher sowie der Interpretationsspielraum während der Befunderhebung diskutiert werden. Eine in vivo-Studie zur Genauigkeit von Befunden an digitalen Echtfarb-Modellen aus Intraoralscans, die einen Vergleich zu unserer Methode zulässt, bestätigt unsere Ergebnisse. Steinmeier et al. (215) untersuchten die Übereinstimmung zwischen Ferndiagnosen basierend auf Intraoralscans im Vergleich zur klinischen Diagnostik bezüglich der Beurteilung von

Zahn- und Parodontalerkrankungen. Von zehn Probanden wurde jeweils ein Intraoralscan mit dem TRIOS 3 Intraoralscanner angefertigt und dieser anschließend von zehn unabhängigen Zahnärzten befundet. Für die Befundparameter Gingivitis, Rezession, Erosion und Abrasion berichteten die Autoren über eine Übereinstimmung zwischen den Methoden von 78 % - 95 %. Bei der Befundung von Zähnen mit Füllungen lag die Genauigkeit bei 98 %. Für die Parameter Plaque und Zahnstein ließ sich jedoch nur eine moderate bis schlechte Übereinstimmung feststellen. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass auch Intraoralscans eine valide Methode für die Ferndiagnostik darstellen. Eine weitere in vivo-Studie zur Bestimmung der Gingivitis im Bereich der Ober- und Unterkieferfrontzähne von 23 Probanden, im Alter von 18 bis 73 Jahren, wurde mittels Intraoralscans des TRIOS 3 Intraoralscanners im Vergleich zur klinischen Beurteilung von Daly et al. (216) durchgeführt. Die Ergebnisse zeigten, dass sowohl die intraindividuelle Übereinstimmung zwischen beiden Untersuchern als auch die interindividuelle Übereinstimmung zwischen beiden Methoden als sehr gut eingestuft werden konnte. So kann der Intraoralscan eine objektive Datenerfassung für entzündliche Zahnfleischveränderungen, welche auch zu einem anderen Zeitpunkt aus der Ferne oder durch Dritte beurteilt werden kann, ermöglichen.

Für die kieferorthopädischen Befundparameter Engstand und lückige Zahnstellung im Frontzahnbereich konnte in der vorliegenden Arbeit eine sehr gute Übereinstimmung erreicht werden. Abweichungen lassen sich möglicherweise auf die spezielle Gradeinteilung des Engstandes und auf die Disparität der Berufserfahrung beider Untersucher (U₁: Zahnmedizinstudent im letzten Studienjahr, U₂: Zahnarzt/ Weiterbildungsassistent für Kieferorthopädie) zurückführen. Für die Befundung des Engstandes, der lückigen Zahnstellung im Seitenzahnbereich, des Eckzahnaußenstandes, des Kreuzbisses im Front- und Seitenzahnbereich sowie des offenen, Tief- oder Steilbisses und darüber hinaus des Okklusionsbefundes wurde eine exzellente Übereinstimmung erreicht. Eine Erklärung für dieses Ergebnis könnte das geringe Maß an Malokklusionen innerhalb der Probandenkohorte unserer Untersuchung sein. In einer Studie von Gesch et al. (217) wurden 180 Probandenmodelle mit unterschiedlich ausgeprägten Dysgnathiesymptomatiken von kieferorthopädisch unterschiedlich erfahrenen Untersuchern ausgewertet. Die Untersucher erreichten beispielsweise für die Bestimmung des Engstandes geringe

und für den Kreuzbiss, Kopfbiss, Tiefbiss und eine vergrößerte sagittale Frontzahnstufe hohe Übereinstimmungen. So kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass für die Untersucherunterschiede eine Abhängigkeit von den zu beurteilenden Dysgnathiesymptomen bestand.

6.2.2 Ergebnisdiskussion der elektronischen Zahnfarbmessungen

Untersucht wurde die intraindividuelle (Intraoralscanner, Spektrophotometer) und interindividuelle (Intraoralscanner vs. Spektrophotometer) Reproduzierbarkeit der Zahnfarbbestimmung des Intraoralscanners im Vergleich zum Spektrophotometer.

Der direkte Vergleich der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit der aktuellen Studienlage zur Reproduzierbarkeit der Farbbestimmung mit Intraoralscannern ist vor allem aufgrund der Anwendung unterschiedlicher statistischer Methoden eingeschränkt. So finden sich für die Auswertung von Farbmessergebnissen intraoraler Scanner ausgeprägte Unterschiede. Während diverse Untersuchungen den Übereinstimmungsgrad bei Wiederholungsmessungen prozentual (15, 171) oder als Medianwert angeben (168), verwenden einige Autoren weiterhin ΔE -Werte zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit (15, 149, 168, 203). Um die klinische Relevanz der Ergebnisse darzustellen, sind in der vorliegenden Arbeit alle Messwerte neben $\Delta E < 2,7$ bzw. $\Delta E < 3,7$ zusätzlich bezüglich $d(0M1)$, das erstmalig in einer Studie von Ratzmann et al. (124) verwendet wurde, ausgewertet.

Intraindividuelle Reproduzierbarkeit

In der vorliegenden Untersuchung erreichten sowohl das Spektrophotometer als auch der Intraoralscanner für die Übereinstimmung hinsichtlich $\Delta E < 2,7/ \Delta E < 3,7$ mit einer sehr guten bzw. exzellenten Übereinstimmung vergleichbare Ergebnisse. Bereits andere Studien konnten zeigen, dass die Reproduzierbarkeit von Intraoralscannern mit Spektrophotometern vergleichbar ist (15, 149, 168, 171, 203). Eine in vitro-Studie zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Farbbestimmung drei verschiedener Intraoralscanner (TRIOS 3; Omnicam; Primescan) gegenüber einem Spektrophotometer (VITA Easyshade V) wurde von Ebeid et al. (171) durchgeführt. Während wiederholter Zehnfachmessungen wurde die prozentuale Anzahl der korrekten Farbübereinstimmungen zu den verwendeten Keramikblöcken aufgezeichnet. Die Ergebnisse zeigten, dass die prozentuale Reproduzierbarkeit der

Intraoralscanner (48,4 % für Primescan, 51,7 % für TRIOS 3 und 51,9 % für Omnicam) höher war als die des Spektrophotometers (44,3 % für VITA Easyshade V). Allerdings muss darauf hingewiesen werden, dass die erreichten Ergebnisse im Zusammenhang mit der in vitro-Durchführung stehen können, da klinische Verzerrungsfaktoren während des Scanvorgangs reduziert werden konnten. In einer weiteren in vitro-Studie untersuchten Sirintawat et al. (203) die Reproduzierbarkeit der Farbbestimmung mit dem TRIOS 3 Intraoralscanner (TRIOS 2014 Software Version 1.3.2.0) im Vergleich zum Spektrophotometer VITA Easyshade Advance V. Für die Reliabilität wurde die Farbe von 30 Keramikkrone wiederholt gemessen, die $L^*a^*b^*$ -Werte direkt oder mittels einer Umrechnungstabelle bestimmt sowie $\Delta E < 6,8$ als klinische Akzeptanzschwelle verwendet. Die Ergebnisse zeigten mit einer ICC von 0,996 für L^* , 0,994 für a^* und 0,884 für b^* für den Intraoralscanner und einer ICC von 0,989 für L^* , 0,987 für a^* und 0,999 für b^* für das Spektrophotometer exzellente Werte. Ähnlich zu unserer Untersuchung ist im Allgemeinen, dass die Software von Intraoralscannern keine direkten $L^*a^*b^*$ -Werte angibt, sodass diese zur Auswertung aus den Farbskalenwerten mittels Umrechnungstabellen, die von Studie zu Studie abweichen, kalkuliert werden müssen (203). Eine Limitation für den Vergleich der Ergebnisse besteht im in vitro-Design der Studie, innerhalb welchem die Autoren die Reliabilität an Keramikkrone, anstelle natürlicher Zähne, bestimmten. Weiterhin bestimmten sie im Gegensatz zu unserer Untersuchung teilweise direkt einzelne Komponenten der Farbkoordinaten, womit differenziertere Ergebnisse für den dreidimensionalen Farbraum vorliegen.

Auch in vivo konnten in einer Vergleichsstudie von Mehl et al. (15) zwischen einem Intraoralscanner (TRIOS Color) und vier verschiedenen Spektrophotometern keine signifikanten Unterschiede verzeichnet werden. Die Farbmessungen erfolgten bei 20 Probanden am mittleren Oberkieferschneide- und Oberkiefereckzahn, jeweils im zervikalen, mittleren und inzisalen Drittel der Labialfläche. Die elektronischen Messungen wurden dreimal wiederholt und die CIE- $L^*a^*b^*$ -Werte bezüglich ΔE ausgewertet. Die Ergebnisse zeigten, dass die Reproduzierbarkeiten aller Farbmessinstrumente unter Berücksichtigung geringfügiger, gerätespezifischer Unterschiede (prozentuale Übereinstimmungen von 66,7 % für TRIOS Color, 68,3 % für Easyshade Advance 4.0, 61,7 % für SpectroShade und 71,7 % für SpectroShade Micro) vergleichbar waren. Dieses Ergebnis konnte auch durch die klinischen

Beobachtungen von Rutkunas et al. (168), welche das Farbbestimmungsmodul des TRIOS 3 Intraoralscanners untersuchten, bestätigt werden. Sie führten eine in vivo-Zahnfarbbestimmung im mittleren Drittel von 120 Oberkieferfrontzähnen an 20 Probanden im Alter von 20 bis 23 Jahren durch. Als Referenzinstrument diente ein Spektrophotometer (SpectroShade). Zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit des Intraoralscanners wurde jeder Zahn fünfmal wiederholt gemessen und eine Häufigkeitsstatistik bezüglich $\Delta E < 3,7$ erstellt. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass die Reproduzierbarkeit des Intraoralscanners (90,33 % für VITA 3D-MASTER und 87,17 % für VITA classical) mit der des SpectroShades (92 % für VITA 3D-MASTER und 93,5 % VITA classical) vergleichbar war. Ein direkter Vergleich beider Studien zur vorliegenden Arbeit ist jedoch aufgrund der Verwendung verschiedener Intraoralscanner und unterschiedlicher statistischer Auswertungen begrenzt.

Zur differenzierteren Bewertung aller Zahnfarbmessergebnisse wurden alle Farbwerte der vorliegenden Untersuchung zusätzlich zu ΔE bezüglich $d(0M1)$ ausgewertet. Hinsichtlich $d(0M1)$ ist ein direkter Vergleich der Ergebnisse mit der aktuellen Literatur insbesondere durch Limitationen innerhalb der verschiedenen statistischen Methoden eingeschränkt. Für die intraindividuelle Reliabilität hinsichtlich $d(0M1)$ zeigen unsere Ergebnisse deutlich, dass innerhalb beider Methoden eine exzellente Übereinstimmung (ICC 0,94 für die Primescan, ICC 0,97 für den Easyshade) besteht. Auch innerhalb der Übereinstimmung bezüglich $d(0M1) < 2,7/ d(0M1) < 3,7$ sind beide Methoden vergleichbar. Brandt et al. (149) stellten in einer ähnlichen Studie einem Intraoralscanner (TRIOS Color) ein Spektrophotometer (VITA Easyshade Advance 4.0) gegenüber. An 20 mittleren Oberkieferfrontzähnen von Probanden im Alter zwischen 20 bis 53 Jahren wurden die VITA 3D-MASTER Werte im mittleren Zahnsegment dreimal wiederholt bestimmt. Nach Umrechnung aller gemessenen Zahnfarben in $L^*a^*b^*$ - und $L^*C^*h^*$ -Werte erfolgte die Auswertung bezüglich $\Delta E < 6,8$ und die intraindividuelle Reliabilität wurde mittels der ICC bestimmt. Sowohl der Intraoralscanner als auch das Spektrophotometer erreichten eine gute bis sehr gute intraindividuelle Übereinstimmung innerhalb der Wiederholungsmessungen. Aufgrund der in unserer Studie gewählten Referenz zu $0M1$ und einer Wahrnehmbarkeitsschwelle von $\Delta E < 2,7/ \Delta E < 3,7$ mit einer höheren Sensibilität im Vergleich zu $\Delta E < 6,8$ ergibt sich eine eingeschränkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Darüber hinaus ergibt sich für den Vergleich zu unserer

Untersuchung neben der Verwendung eines anderen Farbsystems (VITA 3D-MASTER) auch durch die Probandenkohorte mit einem älteren Altersdurchschnitt eine mögliche Einschränkung. Trotzdem bestätigt die Studie unsere Ergebnisse.

Zur Beurteilung gerätespezifischer Messfehler wurde in unserer Untersuchung mittels d(0M1) weiterhin der Standardmessfehler (SEM) für beide Farbmessgeräte ermittelt. Für das Spektrophotometer (0,531) zeigte sich ein kleinerer Standardmessfehler im Vergleich zum Intraoralscanner (0,663). Die Ergebnisse bestätigen, dass zufällige und systematische Fehler, welche in der Literatur bereits dokumentiert wurden, einen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit elektronischer Farbmessgeräte haben können (137, 170). Die Bland-Altman Plots bezüglich d(0M1) zeigen für den Easyshade mit schmalere Übereinstimmungsgrenzen (-1,45 - 1,50) im Vergleich zur Primescan (-1,78 - 1,90) eine geringere Streuung der Ergebnisse. Weiterhin war der kleinste nachweisbare Farbunterschied (SDCD) für den Easyshade kleiner (1,47) als der des Intraoralscanners (1,84). Zurückführen lassen sich die Ergebnisse zugunsten des Spektrophotometers beispielsweise auf die Verwendung der Positionierungsschiene während der Messungen. Eine weitere Begründung könnte darin liegen, dass es keine standardisierte Scanmethode zur Erfassung von Zahnfarben mit Intraoralscannern gibt. Während des Scanvorgangs sind Faktoren wie der Scanwinkel, der Abstand der Kamera zur Zahnoberfläche sowie die Datenverarbeitung während wiederholtem Scannen bereits gescannter Oberflächen schwer kontrollierbar (164). Eine in vivo-Studie von Liberato et al. (164) wies ebenfalls eine höhere Reproduzierbarkeit zugunsten spektrophotometrischer Zahnfarbmessungen im Vergleich zu einem Intraoralscanner nach. Bei dreimaliger Messwiederholung wurden die Zahnfarben von 28 Probanden im Alter von 20 bis 40 Jahren im mittleren Segment des rechten mittleren Oberkieferschneidezahnes gemessen. Die Reproduzierbarkeit des Intraoralscanners (TRIOS) war als gut ($\text{Kappa} = 0,639$) und die des Spektrophotometers (VITA Easyshade Advance 4.0) als exzellent ($\text{Kappa} = 0,805$) einzuordnen. Trotz der unterschiedlichen statistischen Auswertungen zeigt die Studie mit einer besseren Reproduzierbarkeit für die spektrophotometrische Methode, dass die Bestimmung von Zahnfarben mit Intraoralscannern einem scheinbar größerem Messrauschen unterlegen ist. Eine mögliche Erklärung für diesen Sachverhalt wäre, dass die von intraoralen Scansystemen verwendeten Farbsysteme diskrete Ergebnisse liefern.

Interindividuelle Reproduzierbarkeit

Hinsichtlich der interindividuellen Vergleichbarkeit beider Methoden repräsentieren die Ergebnisse unserer Studie bezüglich $\Delta E < 2,7$ eine gute Übereinstimmung und für $\Delta E < 3,7$ eine sehr gute Übereinstimmung. An dieser Stelle muss neben den unterschiedlichen Gerätefunktionsprinzipien berücksichtigt werden, dass die Primescan als Flächenmessgerät im Gegensatz zum Spektrophotometer die gesamte Zahnoberfläche einschließlich des zervikalen und inzisalen Bereichs erfasst. Für die Zahnfarbmessung ergibt sich mit den ungleichmäßigen Farbeigenschaften der Zähne über die gesamte Oberfläche hinweg, welche mit der komplexen Schichtung der Zahnhartsubstanzen einhergeht, eine Herausforderung (128). Aus diesem Grund können Gingivareflexionen als möglicher Einfluss bei der Farbmessung mittels Intraoralscanner und als Ursache für die lediglich gute Übereinstimmung zwischen beiden Geräten genannt werden. Für $d(0M1) < 2,7$ zeigen die Ergebnisse ebenfalls eine sehr gute Übereinstimmung sowie für $d(0M1) < 3,7$ eine sehr gute bis exzellente Übereinstimmung. Bezüglich $d(0M1)$ zeigen die Ergebnisse für die interindividuelle Reproduzierbarkeit der vorliegenden Arbeit eine gute Übereinstimmung ($ICC_{(2,1)} 0,73$ / $ICC_{(3,1)} 0,76$). In vergleichbaren Studien finden sowohl der interindividuelle Vergleich als auch $d(0M1)$ als Referenz keine Anwendung, sodass die Einordnung der Ergebnisse in der Literatur nur limitiert möglich ist.

6.3 Schlussfolgerungen

Hinsichtlich der formulierten Zielstellungen stellen wir folgendes fest:

- Für die Reliabilität digitaler kieferorthopädischer Modellanalysen an Intraoralscans der Primescan in OnyxCeph lassen sich folgende Schlussfolgerungen zusammenfassen:

Alle Frasaco-Scan-Modellanalyseergebnisse der in vitro-Voruntersuchung, mit Ausnahme des transversalen Symmetrievergleichs, liegen innerhalb des in der Literatur angegebenen Referenzrahmens (maximale Abweichungen von 0,5 mm). Die Überschreitung für den Abstand der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene lässt sich mit dem Untersuchereinfluss bei manueller Referenzpunktpositionierung in OnyxCeph begründen.

Für alle elf digitalen kieferorthopädischen Modellanalysen an den in vivo-Ganzkieferscans konnte eine sehr gute Reliabilität, welche die Ergebnisse vergleichbarer Untersuchungen bestätigt oder ihnen überlegen ist, nachgewiesen werden. Sowohl für die Einzelkiefer- (Zahnbreiten, Index nach Tonn, Boltonanalyse, transversale Breiten und Platzdiskrepanzen) als auch für die Okklusionsanalysen (Overjet, Overbite und Okklusionsbefund) konnten sehr gute bis exzellente Übereinstimmungen erreicht werden. Abweichungen von Messergebnissen (bei einer sehr guten Übereinstimmung der Mittellinienverschiebung) lassen sich unseren Ergebnissen zufolge mit dem Einfluss des Untersuchers, bei manueller Referenzpunktpositionierung innerhalb von OnyxCeph, begründen. Obwohl die Einordnung der Ergebnisse in der Literatur durch den Mangel an vergleichbaren Studien limitiert ist, verdeutlicht die vorliegende Untersuchung, dass digitale kieferorthopädische Modellanalysen an in vivo-Intraoralscans der Primescan in OnyxCeph präzise durchführbar sind.

- Für die Reliabilität digitaler zahnmedizinischer und kieferorthopädischer Intraoralscan-Befunde an Intraoralscans der Primescan in OnyxCeph, lassen sich folgende Schlussfolgerungen zusammenfassen:

Nicht auswertbare Befundparameter (Plaque, offener Biss im Seitenzahnbereich und frontaler Kopfbiss) lassen sich auf eine zu geringe Befundvielfalt der selektierten Probandenkohorte zurückführen. Für alle anderen zahnmedizinischen (faire bis exzellente Übereinstimmung) und kieferorthopädischen (sehr gute bis exzellente Übereinstimmung) Befunde ließ sich eine sehr gute Reliabilität aufzeigen. Untersuchereinflüsse konnten nicht festgestellt werden. Die statistische Auswertung zeigt, dass Intraoralscans der Primescan eine zuverlässige Methode zur digitalen zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Befunderhebung darstellen.

- Für die Reproduzierbarkeit der elektronischen Zahnfarbbestimmung mittels Primescan und Easyshade lassen sich folgende Schlussfolgerungen zusammenfassen:

Die Ergebnisse zeigen bezüglich ΔE und $d(0M1)$ für beide Methoden das gleiche intraindividuelle Reproduzierbarkeitsniveau mit guten bis exzellenten Übereinstimmungen. Interindividuell lassen sich Unterschiede zugunsten des Easyshades feststellen. Im Rahmen der statistischen Auswertung zeigt sich für beide Geräte ein gewisses Messrauschen, welches jedoch klinisch als nicht relevant eingestuft werden kann. Es wird verdeutlicht, dass auch Intraoralscans der Primescan eine reproduzierbare Methode für die klinische Zahnfarbbestimmung darstellen.

Für eine umfassendere Bewertung sind weiterführende Untersuchungen, welche integrierte Funktionen intraoraler Scanner sowie die Weiterverarbeitung der Scans unter verschiedenen klinischen Bedingungen untersuchen, zielführend.

7 Zusammenfassung

In der Kieferorthopädie können im Rahmen digitaler Workflows 3D-Modelle aus Intraoralscans zur Befunderhebung und Diagnostik wie insbesondere zur digitalen Modellanalyse verwendet werden. Während die Genauigkeit intraoraler Scanner ausreichend untersucht ist, stellt sich dar, dass die Studienlage zur Präzision fachspezifischer Diagnostikanwendungen intraoraler Scanner unzureichend ist. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Reliabilität kieferorthopädischer Modellanalysen, digitaler Intraoralscan-Befunde und die Reproduzierbarkeit des Farbanalysetools der CEREC Primescan AC im Vergleich zur spektrophotometrischen Zahnfarbmessung zu untersuchen.

Grundlage dieser in vivo-Studie waren Intraoralscans der Primescan (Software: CEREC Ortho SW), die unter definierten Ein- und Ausschlusskriterien von 35 freiwilligen Probanden (22 ♀, 13 ♂; Durchschnittsalter 27) durch zwei Untersucher angefertigt wurden. Im Rahmen einer Voruntersuchung wurden 20 in vitro-Ganzkieferreferenzscans eines Frasco-Modellpaares durch Untersucher 1 erstellt. Weiterhin fertigten beide Untersucher Ganzkieferscans der Probanden unter Anwendung eines systematischen Scanpfades an. In OnyxCeph³™ 3D Lab erfolgte die Vermessung aller in vitro- und in vivo-Scans nach elf kieferorthopädischen Analyseverfahren. Außerdem nahmen beide Untersucher eine digitale zahnmedizinische und kieferorthopädische Befunderhebung der Intraoralscans aller Probanden vor. Darüber hinaus wurden Zahnfarbmessungen an Teilkieferscans der Probanden mittels des Farbanalysetools der CEREC Software der Primescan sowie mit dem Spektrophotometer VITA Easyshade V, unter Verwendung 3D-gedruckter Positionierungsschienen, durchgeführt. Alle Zahnfarben wurden mittels des VITA classical Referenzfarbsystems zweifach wiederholt, im mittleren Segment (S₂) der Labialflächen von Zahn 13-23, bestimmt. Im Rahmen der statistischen Auswertung wurden für die kieferorthopädischen Modellanalysen der in vitro-Scans die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Die interindividuelle Übereinstimmung der kieferorthopädischen Modellanalyseergebnisse der in vivo-Scans beider Untersucher wurde durch die ICC, die der zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Intraoralscan-Befundung mit Hilfe des Kappa-Index bestimmt. Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte anhand von Bland-Altman Plots. Für die intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit der Zahnfarbbestimmungen

beider Methoden wurden alle Farbmessergebnisse in L^* und C^*_{ab} -Werte umgerechnet und die Übereinstimmung bezüglich Delta E (ΔE) ermittelt. Darüber hinaus wurde die Reliabilität mit Hilfe von $d(0M1)$ bestimmt, sodass der Standardmessfehler, die kleinste nachweisbare Farbdifferenz und die ICC erfasst sowie die Ergebnisse grafisch in Bland-Altman Plots dargestellt wurden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen eine sehr gute Präzision für die digitalen kieferorthopädischen Modellanalysen. Die Messergebnisse der Frasaco-Modellanalysen lagen überwiegend innerhalb des in der Literatur vorgegebenen Referenzrahmens für Abweichungen von 0,5 mm. Auch für die interindividuelle Reliabilität der elf kieferorthopädischen Modellanalysen an den in vivo-Ganzkieferscans konnten sehr gute bis exzellente Übereinstimmungen aufgezeigt werden. Weiterhin erreichten alle auswertbaren digitalen zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Intraoralscan-Befunde eine sehr gute Präzision. Bezüglich der Zahnfarbbestimmung repräsentieren die Ergebnisse des Intraoralscanners und des Spektrophotometers eine vergleichbare, sehr gute intra- sowie gute interindividuelle Reproduzierbarkeit.

Die vorliegende Studie zeigt, dass die digitale Diagnostik an Intraoralscans im Sinne digitaler kieferorthopädischer Modellanalysen sowie zahnmedizinischer und kieferorthopädischer Intraoralscan-Befunde in OnyxCeph präzise durchführbar ist. Mit der Primescan ließen sich in vivo Ergebnisse erzielen, welche mit den Ergebnissen anderer Studien vergleichbar oder ihnen überlegen sind. Auch Für die digitale Zahnfarbbestimmung mit Intraoralscans bestätigt die in der vorliegenden Untersuchung erzielte sehr gute Reproduzierbarkeit die Ergebnisse anderer Studien. Dennoch ist ein direkter Ergebnisvergleich mit der aktuellen Literatur insbesondere durch Unterschiede innerhalb der statistischen Methoden eingeschränkt. Um die Ergebnisse dieser Arbeit zu bestätigen, sind weitere Studien unter Berücksichtigung verschiedener klinischer Faktoren empfehlenswert.

8 Literaturverzeichnis

1. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont Res.* 2018;27(1):35-41.
2. De Luca Canto G, Pacheco-Pereira C, Lagravere MO, Flores-Mir C, Major PW. Intra-arch dimensional measurement validity of laser-scanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2015;18(2):65-76.
3. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng.* 2014;54(1):203-21.
4. Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(2):117-36.
5. Murugesan A, Sivakumar A. Comparison of accuracy of mesiodistal tooth measurements made in conventional study models and digital models obtained from intraoral scan and desktop scan of study models. *J Orthod.* 2020;47(2):149-55.
6. Kamm K. Zukunftskonzepte für die digitale Zahnmedizin. In: Oemus TR, editor. *Jahrbuch Digitale Dentale Technologien 2020.* 11. Leipzig: Oemus Media AG; 2020. p. 8-14.
7. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):101-29.
8. Deferm JT, Schreurs R, Baan F, Bruggink R, Merckx MAW, Xi T, et al. Validation of 3D documentation of palatal soft tissue shape, color, and irregularity with intraoral scanning. *Clin Oral Investig.* 2018;22(3):1303-9.
9. Christopoulou I, Kaklamanos EG, Makrygiannakis MA, Bitsanis I, Perlea P, Tsolakis AI. Intraoral Scanners in Orthodontics: A Critical Review. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;19(3):1407-18.
10. Martin CB, Chalmers EV, McIntyre GT, Cochrane H, Mossey PA. Orthodontic scanners: what's available? *J Orthod.* 2015;42(2):136-43.
11. Han UK, Vig KWL, Weintraub JA, Vig PS, Kowalski CJ. Consistency of orthodontic treatment decisions relative to diagnostic records. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(3):212-9.
12. Cuperus AM, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, Breuning KH. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(3):308-13.

13. Culic C, Varvara M, Tatar G, Simu MR, Rica R, Mesaros A, et al. In Vivo Evaluation of Teeth Shade Match Capabilities of a Dental Intraoral Scanner. *Curr Health Sci J*. 2018;44(4):337-41.
14. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*. 2010;38(2):2-16.
15. Mehl A, Bosch G, Fischer C, Ender A. In vivo tooth-color measurement with a new 3D intraoral scanning system in comparison to conventional digital and visual color determination methods. *Int J Comput Dent*. 2017;20(4):343-61.
16. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004;7(1):25-45.
17. Persson ASK, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*. 2009;25(7):929-36.
18. Mehl A. CAD/CAM-Fertigungsverfahren - neue Ansätze und Wege. *ZWP*. 2003;7(2):16-9.
19. Robben J, Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Mah J, Pospiech P, et al. Suitability and accuracy of CBCT model scan: an in vitro study. *Int J Comput Dent*. 2017;20(4):363-75.
20. Wesemann C. Genauigkeit von digitalisierten und gedruckten Ganzkiefermodellen: Vergleich zwischen Intraoralscannern, Desktop-Scannern, DVT-Scan und einem 3D-Drucker [Dissertation]. Berlin: Universitätsmedizin Berlin; 2018.
21. Luthardt RG, Loos R, Quaas S. Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent*. 2005;8(4):283-94.
22. Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, et al. 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *Br Dent J*. 2008;205(7):387-92.
23. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent*. 2002;5(2-3):155-64.
24. 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.
25. Vecsei B, Joos-Kovacs G, Borbely J, Hermann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):177-84.

26. Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P, et al. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent.* 2017;20(2):151-64.
27. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2013;17(4):1201-8.
28. Hategan SI, Ionel TF, Goguta L, Gavrilovici A, Negrutiu ML, Jivanescu A. Powder and Powder-Free Intra-Oral Scanners: Digital Impression Accuracy. *Prim Dent J.* 2018;7(2):40-3.
29. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS ONE.* 2012;7(8):1-8.
30. Bauer N. Leitfaden zu Grundlagen und Anwendungen der optischen 3-D-Messtechnik. Erlangen: Fraunhofer-Allianz Vision; 2003.
31. Zint M, Stock K, Claus D, Graser R, Hibst R. Development and verification of a snapshot dental intraoral three-dimensional scanner based on chromatic confocal imaging. *J Med Imag.* 2019;6(3):1-13.
32. Schubinski P. Die digitale Abformung-Computer Aided Impressioning (CAI). In: DGZI, editor. *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV.* Böblingen: 2011. p. 40-9.
33. Boeddinghaus M. Vergleichsstudie zur Genauigkeit von intraoralen optischen Abformungen und einem konventionellen Abformmaterial: eine In-vivo-Studie [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität Gießen; 2014.
34. Tittenhofer RN. Untersuchung zum Einfluss der direkten intraoralen Digitalisierung mittels LAVA C.O.S auf die Qualität von Zahnpräparationen [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität zu München; 2018.
35. Nulty AB. A comparison of full arch trueness and precision of nine intra-oral digital scanners and four lab digital scanners. *Dentistry Journal.* 2021;9(7):75.
36. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp.* 2014;9(86):1-13.
37. Schmidt A, Benedickt CR, Schlenz MA, Rehmann P, Wöstmann B. Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *J Prosthodont Res.* 2020;64(2):167-74.
38. Rehmann P, Scharwardt V, Wöstmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont.* 2017;30(1):27-9.

39. 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):471-8.
40. Passos L, Meiga S, Brigagao V, Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent.* 2019;22(4):307-19.
41. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016;47(4):343-9.
42. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.
43. Imburgia M, Kois J, Marino E, Lerner H, Mangano FG. Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2020;28(3):128-41.
44. Fang JH, An X, Jeong SM, Choi BH. Digital intraoral scanning technique for edentulous jaws. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):733-5.
45. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res.* 2020;64(2):109-13.
46. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreira A, Martinez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent.* 2015;43(2):201-8.
47. Fasbinder DJ, Sterlitz SJ. Embracing novel technologies in dentistry and orthodontics. The University of Michigan: Department of Orthodontics and Pediatric Dentistry; 2019.
48. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig.* 2013;17(7):1759-64.
49. 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):2027-34.
50. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. *J Prosthodont Res.* 2021;65(3):291-7.

51. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent.* 2014;8(4):437-44.
52. 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):184-90.
53. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* 2010;38(7):553-9.
54. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1495-504.
55. 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):313-20.
56. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent.* 2016;55(1):68-74.
57. 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.
58. Su T, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;59(4):236-42.
59. Schmidt A, Klussmann L, Wöstmann B, Schlenz MA. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med.* 2020;9(3):688-97.
60. Keul C, Güth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig.* 2020;24(2):735-45.
61. Chebib N, Kalberer N, Srinivasan M, Maniewicz S, Perneger T, Müller F. Edentulous jaw impression techniques: An in vivo comparison of trueness. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):623-30.
62. Brown GB, Currier GF, Kadioglu O, Kierl JP. Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;154(5):733-9.
63. 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):673-82.

64. Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. PLoS ONE. 2016;11(7):1-15.
65. 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):11-9.
66. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. Int J Prosthodont. 2018;31(4):375-6.
67. Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. Am J Dent. 2013;26(3):115-20.
68. Schweiger J, Beuer F, Edelhoff D. Digital Workflow. Quintessenz Zahntech. 2010;36(9):1174-81.
69. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R. Die Wahl eines geeigneten CAD/CAM-Systems. ZWP. 2008;8(4):4-8.
70. Schweiger J, Edelhoff D, Guth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. J Clin Med. 2021;10(9):2010-34.
71. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008;204(9):505-11.
72. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. J Prosthet Dent. 2014;112(3):555-60.
73. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. J Prosthet Dent. 2019;121(4):590-7.
74. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow - the comparison of two systems. Clin Oral Investig. 2013;17(9):2119-25.
75. Loos H, Wagner C. Digitale Bissnahme: Chancen und Grenzen des digitalen Workflows. ZWP. 2018;24(4):48-54.
76. Lo Russo L, Salamini A, Troiano G, Guida L. Digital dentures: A protocol based on intraoral scans. J Prosthet Dent. 2021;125(4):597-602.
77. Hermann F. Sofortimplantation in der ästhetischen Zone. Implantologie Journal. 2019;23(3):6-17.

78. Joda T, Bragger U, Zitzmann NU. CAD/CAM implant crowns in a digital workflow: Five-year follow-up of a prospective clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(1):169-74.
79. Rutkunas V, Geciauskaite A, Jegelevicius D, Vaitiekunas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(1):101-20.
80. Rheude B, Sadowsky PL, Ferriera A, Jacobson A. An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod.* 2005;75(3):300-4.
81. Im J, Cha JY, Lee KJ, Yu HS, Hwang CJ. Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(4):434-42.
82. Baan F, de Waard O, Bruggink R, Xi T, Ongkosuwito EM, Maal TJJ. Virtual setup in orthodontics: planning and evaluation. *Clin Oral Investig.* 2020;24(7):2385-93.
83. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J Orofac Orthop.* 2017;78(5):394-402.
84. Al Mortadi N, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(5):727-33.
85. Krey KF, Ratzmann A. Investment casting with FFF (fused filament fabrication)-printed appliances: the intermediate step. *Quintessence Int.* 2021;52(7):618-23.
86. Wolf M, Schumacher P, Jager F, Wego J, Fritz U, Korbmacher-Steiner H, et al. Novel lingual retainer created using CAD/CAM technology: evaluation of its positioning accuracy. *J Orofac Orthop.* 2015;76(2):164-74.
87. Krey KF, Darkazanly N, Kühnert R, Ruge S. 3D-printed orthodontic brackets - proof of concept. *Int J Comput Dent.* 2016;19(4):351-62.
88. Grauer D, Wiechmann D, Heymann GC, Swift EJ. Computer-aided design/computer-aided manufacturing technology in customized orthodontic appliances. *J Esthet Restor Dent.* 2012;24(1):3-9.
89. 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):131-8.

90. Adolphs N, Liu W, Keeve E, Hoffmeister B. RapidSplint: virtual splint generation for orthognathic surgery - results of a pilot series. *Comput Aided Surg.* 2014;19(1-3):20-8.
91. Bous RM, Kochenour N, Valiathan M. A novel method for fabricating nasoalveolar molding appliances for infants with cleft lip and palate using 3-dimensional workflow and clear aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;158(3):452-8.
92. Krey KF, Ratzmann A, Metelmann PH, Hartmann M, Ruge S, Kordass B. Fully digital workflow for presurgical orthodontic plate in cleft lip and palate patients. *Int J Comput Dent.* 2018;21(3):251-9.
93. Aretxabaleta M, Xepapadeas AB, Poets CF, Koos B, Spintzyk S. Fracture load of an Orthodontic appliance for Robin Sequence Treatment in a digital workflow. *Materials.* 2021;14(2):344-61.
94. Xepapadeas AB, Weise C, Frank K, Spintzyk S, Poets CF, Wiechers C, et al. Technical note on introducing a digital workflow for newborns with craniofacial anomalies based on intraoral scans - part I: 3D printed and milled palatal stimulation plate for trisomy 21. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):1-8.
95. Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M. Intraoral optical impression systems - an overview. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):143-62.
96. Reich S, Yatmaz B, Raith S. Do “cut out-rescan” procedures have an impact on the accuracy of intraoral digital scans? *J Prosthet Dent.* 2020;125(1):89-94.
97. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W. The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc.* 2014;145(6):542-51.
98. 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):1-7.
99. Sfondrini MF, Gandini P, Malfatto M, Di Corato F, Trovati F, Scribante A. Computerized Casts for Orthodontic Purpose Using Powder-Free Intraoral Scanners: Accuracy, Execution Time, and Patient Feedback. *Biomed Res Int.* 2018;2018(1):1-8.
100. Kern M. CAD/CAM – Status quo und die Zukunft. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 2014;69(12):90-5.
101. Abdullah A, Muhammed F, Zheng B, Liu Y. An overview of computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) in restorative dentistry. *J Dent Mater Tech.* 2018;7(1):1-10.
102. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):124-31.

103. Weston J. Closing the Gap Between Esthetics and Digital Dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2016;37(2):84-91.
104. Kamm K. Digitale Diagnostik und Therapie im Team. *Quintessenz Zahntech.* 2020;46(11):1174-81.
105. Mehl A, Koch R, Zaruba M, Ender A. 3D monitoring and quality control using intraoral optical camera systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16(1):23-36.
106. Michou S, Vannahme C, Ekstrand KR, Benetti AR. Detecting early erosive tooth wear using an intraoral scanner system. *J Dent.* 2020;100(9):1-12.
107. Strebel J, Ender A, Paque F, Krahenmann M, Attin T, Schmidlin PR. In vivo validation of a three-dimensional optical method to document volumetric soft tissue changes of the interdental papilla. *J Periodontol.* 2009;80(1):56-61.
108. Schneider D, Ender A, Truninger T, Leutert C, Sahrman P, Roos M, et al. Comparison between clinical and digital soft tissue measurements. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(3):191-9.
109. Brook AH, Smith RN, Lath DJ. The clinical measurement of tooth colour and stain. *Int Dent J.* 2007;57(5):324-30.
110. Zaruba M, Ender A, Mehl A. New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck. *Int J Comput Dent.* 2014;17(1):53-64.
111. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2011;14(1):1-16.
112. Aragon ML, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod.* 2016;38(4):429-34.
113. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(1):140-7.
114. Miller L. Organizing color in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1987;115(1):26-40.
115. CIE. Colorimétrie, Resolutions 1-4. In: The National Physical Laboratory Teddington, editor. *Recueil des travaux et compte rendu des séances, Hutième Session Cambridge - Septembre 1931.* 8. Bureau Central de la Commission, Paris: Cambridge University Press, UK; 1932. p. 19-29.

116. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Die Bestimmung der Zahnfarben. *Quintessenz Zahntech.* 2004;30(7):726-40.
117. Paravina RD, Majkic G, Stalker JR, Kiat-Amnuay S, Chen JW. Development of a model shade guide for primary teeth. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2008;9(2):74-8.
118. Paravina RD, Majkic G, Imai FH, Powers JM. Optimization of tooth color and shade guide design. *J Prosthodont Res.* 2007;16(4):269-76.
119. Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. *J Dent.* 2006;34(7):412-9.
120. Fontes ST, Fernandez MR, de Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(5):388-91.
121. Wriedt S, Schepke U, Wehrbein H. The discoloring effects of food on the color stability of esthetic brackets - an in-vitro study. *J Orofac Orthop.* 2007;68(4):308-20.
122. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent.* 2008;99(3):203-8.
123. Ratzmann A, Schwahn C, Treichel A, Faltermeier A, Welk A. Assessing the effect of multibracket appliance treatment on tooth color by using electronic measurement. *Head Face Med.* 2018;14(1):1-11.
124. Ratzmann A, Welk A, Hoppe S, Fanghaenel J, Schwahn C. New insights in the reproducibility of visual and electronic tooth color assessment for dental practice. *Head Face Med.* 2020;16(1):1-12.
125. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(3):222-31.
126. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Die digitale Farbmessung der Zähne. *Quintessenz Zahntech.* 2004;30(8):834-58.
127. Gomez-Polo C, Gomez-Polo M, Vazquez De Parga JAM, Celemin-Vinuela A. Study of the shade tabs of the toothguide 3D master through cluster analysis. *Color Res Appl.* 2015;40(2):194-200.
128. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):642-8.
129. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004;32(1):3-12.

130. Zrenner E, Eysel U. Visuelles System. In: Deetjen P, Speckmann E-J, editors. Physiologie. 5. München: Urban&Fischer; 2008. p. 92-103.
131. Shamma M, Alla RK. Color and Shade Matching in Dentistry. Trends Biomater Artif Organs. 2011;25(4):172-5.
132. Suliman A, Al-Abdali T, Taslimi M, Abdo A. Prevalence of Color Vision Deficiency among Dental Practitioners and its Effect on Shade Matching Ability. Open Dent J. 2020;14(1):539-43.
133. Haddad HJ, Jakstat HA, Arnetzl G, Borbely J, Vichi A, Dumfahrt H, et al. Does gender and experience influence shade matching quality? J Dent. 2009;37(1):40-4.
134. Capa N, Malkondu O, Kazazoglu E, Calikkocaoglu S. Evaluating factors that affect the shade-matching ability of dentists, dental staff members and laypeople. J Am Dent Assoc. 2010;141(1):71-6.
135. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Dent Clin North Am. 2004;48(2):341-58.
136. Dagg H, O'connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C. The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. J Oral Rehabil. 2004;31(9):900-4.
137. Habibi Y, Habibi E, Klotz A, Hassel A, Zenthöfer A. Die Bestimmung der Zahnfarbe – ein praxisorientiertes Update. ZWR. 2018;127(5):214-20.
138. Corcodel N, Helling S, Rammelsberg P, Hassel AJ. Metameric effect between natural teeth and the shade tabs of a shade guide. Eur J Oral Sci. 2010;118(3):311-6.
139. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003;23(5):467-80.
140. Attia M, Ghanem L, Hamza T. Color stability of Vita classical shade guide after artificial accelerated aging. Egyptian Dent J. 2019;65(1):739-46.
141. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent. 2009;101(3):193-9.
142. Lee YK, Yu B, Lee SH, Cho MS, Lee CY, Lim HN. Variation in instrument-based color coordinates of esthetic restorative materials by measurement method-A review. Dent Mater. 2010;26(11):1098-105.
143. Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. J Prosthodont Res. 2007;16(2):93-100.

144. Khalid M, Chughtai MA. Art and Science of Shade Matching. Dent Update. 2020;47(3):238-45.
145. Fondriest J. Shade matching a single maxillary central incisor. Quintessence Dent Technol. 2005;28(1):215-25.
146. Jarad FD, Russell MD, Moss BW. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. Br Dent J. 2005;199(1):43-9.
147. Lam WYH, Hsung RTC, Cheng LYY, Pow EHN. Mapping intraoral photographs on virtual teeth model. J Dent. 2018;79(1):107-10.
148. Joda T, Brägger U, Gallucci G. Systematic literature review of digital three-dimensional superimposition techniques to create virtual dental patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(2):330-7.
149. Brandt J, Nelson S, Lauer HC, von Hehn U, Brandt S. In vivo study for tooth colour determination - visual versus digital. Clin Oral Investig. 2017;21(9):2863-71.
150. Blum SL. Digitale Zahnfarbbestimmung - Ein Vergleich von intraoralen Spektrophotometern [Dissertation]. Leipzig: Universität Leipzig; 2020.
151. Lazar R, Culic B, Gasparik C, Lazar C, Ducea D. The accuracy of dental shade matching using cross-polarization photography. Int J Comput Dent. 2019;22(4):343-51.
152. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. Dentale Farbenlehre. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2005.
153. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent. 2002;88(6):585-90.
154. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Da Silva JD, Miller L. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 1: analysis and interpretation of tooth color. J Esthet Restor Dent. 2010;22(1):42-52.
155. Zimmermann M. Am Zahn der Zeit: Digitale dentale Diagnostik mit Intraoralscannern. In: Oemus TR, editor. Jahrbuch Digitale Dentale Technologien 2019. 10. Leipzig: Oemus Media AG; 2019. p. 38-42.
156. Lehmann KM, Igiel C, Scheller H. Die nächste Generation der Farbbestimmung: digitale Farbbestimmungssysteme. ZWR. 2012;121(9):410-7.
157. Johnston WM. Color measurement in dentistry. J Dent. 2009;37(1):2-6.
158. Hampe-Kautz V, Salehi A, Senger B, Etienne O. A comparative in vivo study of new shade matching procedures. Int J Comput Dent. 2020;23(4):317-23.

159. Reyes J, Acosta P, Ventura D. Repeatability of the human eye compared to an intraoral scanner in dental shade matching. *Heliyon*. 2019;5(7):1-6.
160. Samra APB, Moro MG, Mazur RF, Vieira S, De Souza EM, Freire A, et al. Performance of Dental Students in Shade Matching: Impact of Training. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(2):24-32.
161. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent*. 2009;12(3):247-63.
162. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent*. 2008;99(5):361-8.
163. Igiel C, Lehmann KM, Ghinea R, Weyhrauch M, Hangx Y, Scheller H, et al. Reliability of visual and instrumental color matching. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(5):303-8.
164. Liberato WF, Barreto IC, Costa PP, Costa de Almeida C, Pimentel W, Tiozzi R. A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study. *J Prosthet Dent*. 2019;121(2):271-5.
165. Alshiddi IF, Richards LC. A comparison of conventional visual and spectrophotometric shade taking by trained and untrained dental students. *Aust Dent J*. 2015;60(2):176-81.
166. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*. 2002;81(8):578-82.
167. Lehmann KM, Igiel C, Schmidtmann I, Scheller H. Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *J Dent*. 2010;38(2):65-70.
168. Rutkunas V, Dirse J, Bilius V. Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination. *J Prosthet Dent*. 2020;123(2):322-9.
169. Yilmaz B, Irmak O, Yaman BC. Outcomes of visual tooth shade selection performed by operators with different experience. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(5):500-7.
170. Revilla-Leon M, Methani MM, Ozcan M. Impact of the ambient light illuminance conditions on the shade matching capabilities of an intraoral scanner. *J Esthet Restor Dent*. 2021;33(6):906-12.
171. Ebeid K, Sabet A, Della Bona A. Accuracy and repeatability of different intraoral scanners on shade determination. *J Esthet Restor Dent*. 2021;33(6):844-8.

172. Gommel C. Digitale Zahnheilkunde in der 4. Dimension. ZMK. 2020;36(10):629-31.
173. Dentsply Sirona. Neuer Intraoralscanner perfektioniert die digitale Abformung. Implantologie Journal. 2019;23(3):51-2.
174. Sirona D. CEREC Orhto SW - Handbuch für den Anwender. Germany: Sirona Dental Systems GmbH; 2019.
175. Pont A. Der Zahn-Index in der Orthodontie. Zeitschr Zahnärztl Orthop. 1909;3(1):306-21.
176. Tonn P. Über die mesio-distalen Zahnbreiten-Relationen der Zähne des Oberkiefers zu den entsprechenden des Unterkiefers bei normaler und anormaler Okklusion [Dissertation]. Berlin: Friedrich-Wilhelms-Universität zu Berlin; 1937.
177. Bolton WA. The clinical application of a tooth-size analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1962;48(7):504-29.
178. Richmond S, Shaw WC, O'brien KD, Buchanan IB, Jones R, Stephens CD, et al. The development of the PAR Index (Peer Assessment Rating): reliability and validity. Eur J Orthod. 1992;14(2):125-39.
179. Ratzmann A, Klinke T, Schwahn C, Treichel A, Gedrange T. Reproducibility of electronic tooth colour measurements. Biomed Tech. 2008;53(5):259-63.
180. Sirona D. CEREC SW 5 - Handbuch für den Anwender. Germany: Sirona Dental Systems GmbH; 2019.
181. Olms C, Setz JM. The repeatability of digital shade measurement - a clinical study. Clin Oral Investig. 2013;17(4):1161-6.
182. Posavec I, Prpic V, Zlatic DK. Influence of Light Conditions and Light Sources on Clinical Measurement of Natural Teeth Color using VITA Easyshade Advance 4.0® Spectrophotometer. Pilot Study. Acta Stomatol Croat. 2016;50(4):337-47.
183. Andrews LF. The straight-wire appliance. Br J Orthod. 1979;6(3):125-43.
184. Sachs L. Angewandte Statistik. Berlin: Springer-Verlag; 2013.
185. Byrt T. How good is that agreement? Epidemiology. 1996;7(5):561-2.
186. de Vet HCW, Terwee CB, Knol DL, Bouter LM. When to use agreement versus reliability measures. J Clin Epidemiol. 2006;59(10):1033-9.

187. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):402-11.
188. Ragain JC, Johnston WM. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Res Appl.* 2000;25(4):278-85.
189. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989;68(5):819-22.
190. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):225-32.
191. Skramstad MJ. Welcome to Cerec Primescan AC. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):69-78.
192. Lampert T, Prütz F, Rommel A, Kuntz B. Soziale Unterschiede in der Inanspruchnahme medizinischer Leistungen von Kindern und Jugendlichen in Deutschland–Querschnittergebnisse aus KiGGS Welle 2. *J Health Monit.* 2018;4(3):38-56.
193. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod.* 2016;38(4):422-8.
194. Radeke J, von der Wense C, Lapatki BG. Comparison of orthodontic measurements on dental plaster casts and 3D scans. *J Orofac Orthop.* 2014;75(4):264-74.
195. Boldt F, Weinzierl C, Hertrich K, Hirschfelder U. Comparison of the spatial landmark scatter of various 3D digitalization methods. *J Orofac Orthop.* 2009;70(3):247-63.
196. Naidu D, Freer TJ. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(2):304-10.
197. Carstens S. Gender Dentistry: die Beeinflussung von Erfahrung und Geschlecht des Behandlers auf die radiologische Beurteilung approximaler Karies und deren Behandlung [Dissertation]. Ulm: Universität Ulm; 2015.
198. Lopez-Jornet P, Camacho-Alonso F, Martinez-Beneyto Y, Seoane-Leston J. Influence of years of professional experience in relation to the diagnostic skill of general dental practitioners (GDPs) in identifying oral cancer and precancerous lesions. *Int Dent J.* 2008;58(3):127-33.

199. Hannebauer A. Vergleichende Untersuchungen zur Erhebung des PAR-Index anhand analoger Gips-und Kunststoffmodelle, sowie digitaler Modelle in OnyxCeph und OrthoAnalyzer [Dissertation]. Berlin: Charité – Universitätsmedizin Berlin; 2020.
200. Dolan TA, Gilbert GH, Ringelberg ML, Legler DW, Antonson DE, Foerster U, et al. Behavioral risk indicators of attachment loss in adult Floridians. *J Clin Periodontol.* 1997;24(4):223-32.
201. Geyer S, Micheelis W. Soziale Schichtindikatoren im Hinblick auf die Karies- und Parodontitislast in Deutschland. In: Zahnärztl Idd, editor. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie-(DMS IV). 35. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV; 2016. p. 213-29.
202. Olms C, Martin V. Reproduzierbarkeit und Reliabilität intraoraler Spektrophotometer. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2019;74(2):102-11.
203. Sirintawat N, Leelaratrungruang T, Poovarodom P, Kiattavorncharoen S, Amornsettachai P. The Accuracy and Reliability of Tooth Shade Selection Using Different Instrumental Techniques: An In Vitro Study. *Sensors.* 2021;21(22):7490-508.
204. Karamouzou A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil.* 2007;34(8):613-21.
205. Yuan JC, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Defining a natural tooth color space based on a 3-dimensional shade system. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):110-9.
206. Burki Z, Watkins S, Wilson R, Fenlon M. A randomised controlled trial to investigate the effects of dehydration on tooth colour. *J Dent.* 2013;41(3):250-7.
207. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *J Dent.* 2014;42(6):637-44.
208. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* 1989;68(12):1760-4.
209. Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987;3(5):246-51.
210. Camardella LT, Breuning H, de Vasconcellos Vilella O. Accuracy and reproducibility of measurements on plaster models and digital models created using an intraoral scanner. *J Orofac Orthop.* 2017;78(3):211-20.
211. Park JM, Jeon J, Heo SJ. Accuracy comparison of buccal bite scans by five intra-oral scanners. *J Dent Rehabil Appl Sci.* 2018;34(1):17-31.

212. Anh JW, Park JH, Chun Y, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod.* 2016;46(1):3-12.
213. Park SH, Byun SH, Oh SH, Lee HL, Kim JW, Yang BE, et al. Evaluation of the Reliability, Reproducibility and Validity of Digital Orthodontic Measurements Based on Various Digital Models among Young Patients. *J Clin Med.* 2020;9(9):2728-39.
214. Gera A, Gera S, Dalstra M, Cattaneo PM, Cornelis MA. Validity and Reproducibility of the Peer Assessment Rating Index Scored on Digital Models Using a Software Compared with Traditional Manual Scoring. *J Clin Med.* 2021;10(8):1646-57.
215. Steinmeier S, Wiedemeier D, Hammerle CHF, Muhlemann S. Accuracy of remote diagnoses using intraoral scans captured in approximate true color: a pilot and validation study in teledentistry. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):266-74.
216. Daly S, Seong J, Parkinson C, Newcombe R, Claydon N, West N. A proof of concept study to confirm the suitability of an intra oral scanner to record oral images for the non-invasive assessment of gingival inflammation. *J Dent.* 2021;105(1):1-6.
217. Gesch D, Schröder W, Kocher T, Kirbschus A. Examiner differences in the assessment of different malocclusions. *J Orofac Orthop.* 2006;67(6):404-13.

9 Anhang

Im vorliegenden Text wurde der Übersichtlichkeit halber auf das Registered Trade Mark Symbol (®/TM) zur Kennzeichnung registrierter Warenmarken verzichtet.

Gleichstellungs-/Gendererklärung

In der vorliegenden Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten werden dabei ausdrücklich mitgemeint.

Veröffentlichungen

Kupke L, Krey KF, Ratzmann A. Präzision digitaler Modellanalysen, zahnmedizinischer und kieferorthopädischer Befundungen sowie Zahnfarbbestimmungen an Intraoralscans – Methodenvorstellung. In: Fanghänel J, Krey KF, Ratzmann A, editors. Kieferorthopädie gestern, heute, morgen. Greifswald: 2022. p. 187-94.

ISBN 978-3-00-072494-7

Anhang

Tab I: Messergebnisse der digitalen Modellanalysen der 35 Probanden für zwei Untersucher

Proband	U1/U2	Bolton anterior	Bolton overall	Sio	Siu	Tonn	RME16	RME26	PAR-Index	tB_OK	tB_UK	FZS	Overbite	MLV_OK	MLV_UK	D_re_OK	D_li_OK	D_re_UK	D_li_UK	Okk_re_3	Okk_li_3	Okk_re_6	Okk_li_6
1	1	75,157	NA	33,8909	23,9009	70,5231	21,0623	19,3493	16	40,4479	41,3392	4,8102	3,4019	0,191	0,7226	-6,2148	-4,8275	-5,4783	-5,9323	4,0448	1,9145	2,4892	2,7165
2	1	78,4723	93,1058	28,9172	22,1898	76,7354	21,9086	22,0481	10	44,0107	45,5973	3,1712	3,7919	-0,147	-1,0633	1,0508	1,3812	-1,6636	0,7878	3,3711	3,765	2,5244	3,5355
3	1	76,0243	89,953	30,5696	21,9186	71,7006	23,7131	22,4141	11	46,1344	50,282	2,6691	3,9844	0,0054	0,1075	0,9218	1,0611	-0,303	6,0981	4,961	4,6962	4,8154	5,6377
4	1	81,0174	93,8534	32,7035	25,5434	78,106	27,0519	27,7828	17	54,9067	59,6878	3,6289	2,818	0,4244	0,3588	1,2564	-0,166	14,3873	-0,5023	4,2121	5,397	4,2232	5,8157
5	1	78,8447	93,6075	29,3488	21,5571	73,4515	22,9981	23,2437	11	46,3582	47,1689	2,8736	4,1221	0,7585	1,1107	2,8656	1,5576	1,0113	-1,5562	5,0144	3,7193	2,1024	2,1082
6	1	77,2161	90,5526	30,0985	21,8757	72,6805	23,1881	24,0244	10	47,2176	48,0808	3,4611	3,3768	0,2996	-0,2461	1,7097	1,6341	0,4395	0,3252	5,1809	4,2376	1,9911	2,3114
7	1	77,3579	92,197	28,2609	20,5522	72,723	21,2643	23,6963	18	44,9609	47,5859	6,6578	2,6587	0,094	-0,8364	0,2695	1,4345	-0,8505	0,184	6,3785	7,526	5,6541	5,9722
8	1	76,6073	93,0314	28,9127	20,9635	72,5063	22,6755	22,8837	2	45,5839	47,074	2,6904	1,3644	0,3158	-0,4465	0,84	2,7413	0,03	1,4249	4,1479	2,4843	2,8749	2,9765
9	1	79,0681	NA	29,907	22,43	74,9994	20,3512	20,9143	4	41,2691	41,8171	1,6744	1,7475	0,3084	0,0169	-5,5075	-4,5468	-5,472	-5,0595	3,4075	3,0023	2,4762	2,4782
10	1	77,4305	92,0921	30,6957	21,9388	71,4718	21,3748	21,6924	25	43,0702	45,8624	5,1219	5,571	0,2899	2,9126	1,9305	0,1977	3,7806	-2,3704	7,3603	2,7736	6,4097	2,9821
11	1	74,1339	NA	33,1448	22,6308	68,2788	20,5938	20,2472	10	40,8785	50,1769	3,8944	4,7572	0,0698	0,9961	-4,7325	-6,385	0,8444	-1,4357	2,795	1,5092	8,5948	8,039
12	1	78,4947	91,473	31,472	23,1752	73,6375	26,5616	26,6595	0	53,23	53,2544	2,716	1,3674	0,0805	-0,2227	1,1917	1,5	-0,5479	-0,9738	4,198	4,1128	2,4205	1,6891
13	1	79,3693	94,4945	28,9769	22,237	76,7404	22,4011	21,6752	11	44,0842	47,0478	1,2224	-0,5128	0,0524	0,636	1,9673	0,8907	1,2856	0,6492	2,2406	2,8794	1,939	2,8437
14	1	79,8784	92,7044	30,9479	23,0993	74,6394	20,9753	20,8974	5	41,9112	42,746	2,691	3,8166	0,1263	-0,5643	1,7834	2,2598	-0,4984	0,8349	1,1084	3,6055	1,0918	1,9594
15	1	79,3753	98,968	31,1038	23,1545	74,4425	22,2186	22,6064	12	44,8631	50,1365	4,0972	3,1136	0,3307	-0,4658	2,4709	1,4781	2,8083	0,5205	4,4918	5,493	4,2617	7,9307
16	1	76,7296	92,3907	29,5793	21,7625	73,5736	21,806	23,8616	15	45,6959	48,5168	3,9894	3,2615	0,4561	-1,2572	-0,125	0,2508	-1,7774	0,7911	2,4279	5,4357	4,3645	5,3369
17	1	75,5399	92,5722	32,8991	23,1335	70,3164	24,4455	23,4959	6	47,9492	51,5274	2,603	-0,3837	0,5234	0,4208	3,2083	0,7416	0,3704	-0,5308	1,0292	1,1376	2,14	1,2696
18	1	79,9	93,4	34,3718	26,0	76	26,171	24,2688	11	50,4502	54,5587	2,3969	1,2027	0,2468	0,4695	1,9791	1,2712	1,2668	-0,264	1,8857	2,4711	0,0256	0,8998
19	1	75,4037	91,6033	32,8537	23,2523	70,7753	22,5276	23,0472	13	45,5776	48,0996	4,2541	3,5877	0,1612	-0,1674	1,2987	0,4469	-1,3779	0,0237	3,5374	4,2216	3,4523	2,5655
20	1	77,2891	92,0204	32,1152	23,5459	73,317	27,4558	26,8389	17	54,3557	57,6888	4,3583	3,092	0,0948	-2,1972	0,0165	1,0371	-2,9906	0,5357	4,0222	4,9094	2,0629	3,3821
21	1	77,737	93,0707	31,142	22,7406	73,0223	23,7248	24,0971	3	47,9773	50,3224	2,669	1,7314	1,1886	-2,2645	-0,0243	1,6652	-2,3146	2,3521	0,4468	4,6827	1,661	2,4982
22	1	81,4666	NA	30,7917	24,1809	78,5308	21,827	22,0707	19	43,917	48,1881	5,726	-0,1815	0,1692	0,7906	-4,6791	-4,82	-5,4595	-7,2289	7,1505	7,8365	6,1911	5,9035
23	1	80,7366	94,776	29,8971	22,5757	75,5115	23,8418	23,3554	18	47,2075	52,7676	4,5166	1,9078	0,1544	2,7486	0,5372	0,9877	2,2612	-2,3288	6,613	2,4418	6,4778	2,4935
24	1	75,8273	92,1712	28,0434	20,2974	72,3786	20,9742	21,3407	14	42,3268	45,8339	2,9495	0,9316	0,1531	-0,0179	1,5619	1,0105	0,2515	0,2971	4,0104	5,0574	3,7662	3,5473

Anhang

Proband	U1/U2	Bolton anterior	Bolton overall	Slo	Siu	Tonn	RME16	RME26	PAR-Index	tB_OK	tB_UK	FZS	Overbite	MIV_OK	MIV_UK	D_re_OK	D_li_OK	D_re_UK	D_li_UK	Okk_re_3	Okk_li_3	Okk_re_6	Okk_li_6
25	1	77,3338	92,3009	28,6395	21,51	75,1059	22,9853	21,8526	15	44,8598	46,0209	4,1331	4,9971	0,0246	-0,3199	1,3704	1,3977	-1,5474	0,6209	4,4473	4,7414	3,4142	3,5625
26	1	NA	NA	33,6732	23,0757	68,5285	20,776	21,0946	26	41,9403	51,7302	2,552	1,5203	1,4391	0,2754	-7,6458	-4,4386	-2,0264	-0,8915	NA	NA	9,3821	8,2374
27	1	78,1134	91,9706	32,9253	23,6574	71,8518	21,8969	22,8626	2	44,771	46,7645	3,9583	3,9083	0,0471	-0,5528	1,805	1,6043	-0,5922	1,6332	2,0665	3,9465	0,205	1,7838
28	1	80,1	95,6	31,7	23,582	74	28,5618	25,8477	12	54,413	56,3261	2,5303	4,6698	0,3297	0,5745	0,0646	-0,9064	-0,7072	-1,3038	2,4675	2,5816	4,3205	4,1404
29	1	76,1126	91,0723	30,3542	21,3874	70,4594	22,9361	23,246	5	46,1854	49,5866	2,3686	1,2769	0,0164	-0,1309	0,3637	0,9983	0,1193	-0,7188	0,2904	3,0066	1,614	1,5213
30	1	78,1744	92,2034	29,5898	21,66	73,2011	25,2029	24,6441	0	49,8645	49,8115	2,4668	2,0674	0,1598	0,597	0,0165	0,2044	-6,0844	-0,5005	2,7508	3,0291	-4,9284	0,4324
31	1	82,6106	96,1828	28,1902	23,1541	82,1353	20,9585	23,4373	4	44,4034	46,6926	2,1138	2,1586	0,0224	-0,4789	0,8415	0,1082	-2,415	-1,6438	3,7553	2,3404	1,5686	1,5571
32	1	76,4488	93,5799	32,2122	23,0061	71,4206	24,1485	24,4948	10	48,6434	51,369	3,3709	2,4749	0,1796	-0,3796	1,3655	2,1063	-0,6708	-0,1555	2,6321	3,7822	1,5685	1,7739
33	1	79,7556	93,8743	29,8601	22,618	75,7465	20,1535	21,9298	1	42,0994	42,4101	2,3061	1,9907	0,0121	0,015	2,6896	2,5438	1,6259	0,7577	2,0938	3,3937	1,8892	2,0003
34	1	78,5593	94,0408	32,3401	23,4905	72,636	23,4653	23,4627	9	46,9297	48,696	3,0317	2,0324	0,0653	0,1561	0,8219	0,9445	0,7614	1,0196	2,7567	2,9217	2,6327	2,786
35	1	79,9041	NA	32,8469	24,8391	75,6206	22,2428	21,4214	4	43,6724	46,7818	3,1934	4,5183	-0,012	-0,0882	-5,8519	-4,6653	-7,779	-6,8854	1,2071	2,031	3,0397	3,0505
1	2	75,7008	NA	33,8445	24,1021	71,2142	19,218	20,857	15	40,0931	41,0548	4,2915	3,4047	0,1415	0,3699	-6,2182	-5,8604	-4,8825	-5,7524	4,4	2,5	2,3399	3,1748
2	2	78,6335	92,6357	28,8227	22,1941	77,0021	22,6878	21,595	8	44,3189	45,6839	3,0985	3,6244	0,0079	-0,9634	0,6466	1,3806	-1,2944	0,8046	3,556	3,5553	1,9449	3,3468
3	2	76,434	97,4833	30,6284	21,8438	71,3188	23,9423	22,1278	12	46,0709	49,0412	2,834	3,8603	0,1631	0,2614	1,0436	1,0916	0,1968	-0,5821	5,4859	4,0069	4,8935	6,004
4	2	80,9945	93,58	32,6183	25,3616	77,7526	28,2187	26,5002	18	54,7581	59,7588	3,0407	2,8018	0,3859	-0,2232	0,1364	0,6478	-0,0528	-0,2135	4,7524	4,8572	4,4047	5,5477
5	2	77,9736	93,2148	29,395	21,5468	73,3011	23,568	22,7824	11	46,4301	47,4682	2,7929	3,8962	0,0834	0,6433	1,8755	2,2258	-1,1193	-0,8616	4,7721	2,5532	2,2388	2,2793
6	2	77,3281	91,1195	29,9974	21,8094	72,7044	21,8857	25,1733	10	47,0713	47,7283	3,5239	3,5033	0,3763	-0,9292	1,0603	2,5711	-0,6281	1,534	4,471	3,7235	1,8297	2,0255
7	2	76,4678	91,4991	28,2545	20,3754	72,1139	23,343	22,0878	18	45,4686	47,3423	6,851	2,9035	0,0204	-0,4114	0,4755	1,6946	-0,118	0,2934	6,7082	6,9699	5,439	5,8491
8	2	76,7103	92,5095	28,7388	20,9569	72,922	22,3697	23,1433	2	45,5242	47,3089	2,3474	1,4241	0,0514	-0,306	1,529	2,2542	0,1479	1,154	3,8522	2,3993	2,4807	3,2477
9	2	78,7862	NA	30,0918	22,4174	74,4967	21,4707	19,9034	4	41,4124	42,2571	1,9716	1,5614	-0,18	0,2372	-5,1067	-5,1226	-5,3188	-5,5156	2,7497	3,2222	2,4768	2,0006
10	2	78,2991	92,3957	30,6219	21,9507	71,6831	20,1028	22,3037	19	42,4685	45,2225	5,094	5,8713	0,1826	2,5461	1,8932	0,2564	3,7382	-2,4019	7,1627	3,3747	6,1696	3,103
11	2	74,3036	NA	33,0295	22,606	68,4418	21,0943	20,2407	10	41,35	51,4078	4,5881	3,9775	0,1118	1,1879	-4,5365	-6,3667	0,944	-2,111	3,1311	1,3138	8,2335	7,8991
12	2	78,0191	91,9641	31,2991	22,9449	73,3085	26,9592	25,8664	0	52,8375	53,9362	2,6451	1,5097	0,095	0,0049	1,2802	1,4677	-0,7027	-1,1366	3,7275	4,1244	2,7491	1,8215
13	2	79,5412	94,6388	29,366	22,4093	76,3102	22,5105	21,4204	6	43,9355	47,4395	2,1245	-0,4184	0,0833	0,5823	1,512	1,1484	0,3569	-0,4753	1,872	3,7921	1,9816	3,4676
14	2	79,6461	93,335	30,9858	23,0812	74,4895	21,174	20,294	5	41,5021	43,1852	2,5566	3,677	-0,018	-0,5804	1,4768	2,6714	-0,7067	0,8156	1,131	4,4332	1,5571	2,0889
15	2	78,1768	97,6811	31,1655	22,9273	73,5662	21,3347	22,6034	13	44,0034	50,3927	3,8613	3,4843	0,1182	-0,5993	2,4171	1,6525	2,7892	0,4255	4,2596	5,625	4,5128	7,8806

Anhang

Proband	U1/U2	Bolton anterior	Bolton overall	Slo	Siu	Tonn	RME16	RME26	PAR-Index	tB_OK	tB_UK	FZS	Overbite	MLV_OK	MLV_UK	D_re_OK	D_li_OK	D_re_UK	D_li_UK	Okkl_re_3	Okkl_li_3	Okkl_re_6	Okkl_li_6
16	2	76,6216	92,2557	29,5275	21,6678	73,3817	21,1076	24,5455	16	45,6703	49,0905	3,5164	2,9945	0,1886	-1,9515	-1,18	0,9117	-2,6924	1,6872	2,7532	5,3086	1,4059	5,3309
17	2	75,5566	92,2509	32,9108	23,2284	70,58	24,356	23,2767	12	47,6762	51,2835	2,5094	-0,5231	0,9059	1,0647	3,224	0,8252	1,112	-1,1214	0,8515	1,3028	2,2267	1,4563
18	2	79,8669	93,3729	34,1777	25,9505	75,9281	25,6488	24,6016	4	50,2561	53,5589	2,7925	1,3836	0,2162	0,6687	2,5707	1,2165	0,6387	-1,1509	1,954	2,1699	1,423	1,0612
19	2	74,9623	91,5337	33,0171	23,0656	69,8596	22,7176	22,9989	12	45,752	48,7228	4,5555	3,7252	0,6137	0,2036	1,4925	-0,046	-0,7449	-0,2798	3,3493	4,6706	3,2126	3,1481
20	2	77,8219	92,3828	31,954	23,4426	73,3638	26,3344	28,0523	18	54,3903	57,2786	4,0566	3,3443	0,0312	-2,3001	0,0135	1,0728	-2,8267	0,5929	2,6293	5,4117	1,4972	3,5355
21	2	77,7453	92,7002	30,9103	22,6992	73,4355	23,6535	23,7993	3	47,5518	49,5549	2,4576	1,8138	0,9789	-2,0926	0,0301	1,4853	-2,2908	1,9943	3,2446	3,9669	2,1478	2,491
22	2	81,9848	NA	30,5989	24,2967	79,4037	21,4354	21,6166	17	43,0975	47,755	5,3439	-0,4867	0,3959	0,967	-4,1036	-4,8921	-5,5691	-7,3453	7,7399	7,7621	6,1221	6,0441
23	2	80,8188	94,7954	29,9574	22,381	74,7096	23,621	23,5024	17	47,1239	53,4548	4,6984	1,6978	0,0009	2,8516	0,4544	0,7355	2,5489	-2,7094	6,531	2,1384	6,4386	2,1235
24	2	75,357	91,9834	28,1247	19,9485	70,9288	20,5081	21,6563	14	42,1741	45,2788	2,8733	1,2691	0,0582	0,088	1,8217	1,0927	0,6276	0,3228	4,1665	4,1715	3,2208	3,3906
25	2	76,6945	91,5996	28,7125	21,4243	74,6168	22,3438	22,4364	13	44,7945	45,0337	3,9859	4,8242	0,0196	-0,2958	1,1209	0,8261	-0,9618	0,4379	4,7835	4,4371	3,591	3,6736
26	2	NA	NA	33,4912	22,9115	68,4106	21,7606	20,7264	26	42,5133	51,809	2,8914	1,6411	0,2112	1,7777	-5,7948	-5,5688	0,1165	-2,0977	NA	NA	9,5781	8,2797
27	2	78,1363	91,8042	32,7975	23,814	72,609	22,2202	22,5932	2	44,8164	47,0907	4,0856	4,1612	0,0054	-0,4641	1,4921	1,3505	-0,3665	1,3923	1,6947	4,5253	0,1724	1,7285
28	2	79,9547	95,248	31,5208	23,4325	74,3397	28,2172	26,6325	9	54,8507	56,3219	2,4777	4,4395	0,3863	0,5623	2,1858	1,0814	-0,9809	-2,0579	2,9972	2,8831	4,1951	4,1417
29	2	75,6491	90,7921	30,6755	21,3552	69,6163	23,2289	22,9621	6	46,2003	49,8273	2,1302	1,4498	0,2318	0,1128	1,1247	0,9377	0,8187	-0,6601	3,3034	2,9689	1,4904	1,36
30	2	77,6978	91,9177	29,6459	21,4686	72,4168	24,598	25,3996	2	49,9996	50,0849	2,8384	1,9854	0,1987	0,2801	0,0842	0,3183	-6,1361	-0,2079	3,1218	3,9878	-4,2552	2,0286
31	2	83,2741	96,1184	28,0751	23,2666	82,8727	22,0491	22,6545	4	44,7256	47,2023	1,8094	2,2483	0,0673	-0,4797	0,5519	0,1653	-2,3675	-1,6531	2,5588	1,7011	0,6922	1,5665
32	2	76,0457	92,5499	32,4594	22,9218	70,6168	23,878	24,7969	8	48,6779	51,0384	2,9717	2,2825	0,0727	-0,1231	2,019	1,5244	-0,0022	-0,2937	3,5054	3,8104	1,3703	1,8475
33	2	79,7138	94,1708	29,8887	22,6094	75,6456	20,3329	21,9475	1	42,3089	42,9469	2,2797	1,7969	0,1386	0,3155	2,7156	2,7434	1,4092	0,4849	1,8908	3,607	1,7644	2,3921
34	2	77,5239	93,9834	32,448	23,2576	71,6765	23,3592	23,3666	7	46,7378	48,5399	2,8785	2,0916	0,0391	-0,1004	1,2082	1,2024	0,654	0,716	2,6337	1,5178	2,7961	3,1718
35	2	78,9283	NA	32,6475	24,1582	73,997	22,015	21,5665	5	43,6132	45,967	3,0287	4,8541	0,2089	-0,5018	-5,8	-4,6567	-7,0168	-6,2289	1,7914	2,1839	2,9851	3,0747

U1/U2: Untersucher 1/2, Bolton anterior/overall: Boltonanalyse (anterior ratio/overall ratio), Slo/Siu: Summa incisivorum des Ober-/Unterkiefers, Tonn: Index nach Tonn, RME16/RME26: transversaler Abstand der ersten Oberkiefermolaren zur Raphe-Median-Ebene, tB_OK/tB_UK: transversale Breiten zwischen den 6-Jahr-Molaren für Ober-/Unterkiefer, FZS: Frontzahnstufe, MLV_OK/MLV_UK: Mittellinienverschiebung für Ober-/Unterkiefer, D_re/li_OK/UK: Platzdiskrepanz (Platzmangel/Platzüberschuss) für alle Quadranten, Okkl_re/li_3/6: Okklusionsbefund anhand der 6-Jahr-Molaren- und Eckzahnrelation

Abb. I: Zahnärztlicher und kieferorthopädischer Befundbogen

Allgemeinzahnärztlicher Befund

Rezession

p								p							
									b						
										d					
											m				
17 16 15 14 13 12 11							21 22 23 24 25 26 27								
47 46 45 44 43 42 41							31 32 33 34 35 36 37								
m								m							
									d						
										b					
											l				

0	Keine Rezession vorhanden
1	Rezession vorhanden

Befund

Befund								Befund					
									Material				
17 16 15 14 13 12 11							21 22 23 24 25 26 27						
47 46 45 44 43 42 41							31 32 33 34 35 36 37						
Material								Material					
									Befund				

0	Ohne Befund
1	Zahn fehlt
2	Fehlt, Lückenschluss
3	Versiegelung
4	Füllung Composite
5	Füllung Amalgam
6	Milchzahn
7	Milchzahn mit Füllung
8	Füllung Gold

Keilf. Defekt								Keilf. Defekt							
									Schliffacetten						
										Zahnkipfung					
											Zahnelongation				
17 16 15 14 13 12 11							21 22 23 24 25 26 27								
47 46 45 44 43 42 41							31 32 33 34 35 36 37								
Keilf. Defekt								Keilf. Defekt							
									Schliffacetten						
										Zahnkipfung					
											Zahnelongation				

0	Kein keilförmiger Defekt
1	Keilförmiger Defekt

0	Keine Zahnkipfung
1	Zahnkipfung vorhanden

0	Keine Schliffacetten
1	Schliffacetten, Dentinspot sichtbar
2	Abtrag bis 1/3 der Krone

0	Keine Zahnelongation
1	Zahnelongation vorhanden

Kieferorthopädischer Befund

	Seitenzahn- bereich rechts	Incisivi	Seitenzahn- bereich links	
Engstand OK	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0 Kein Engstand
Engstand UK	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1 Engstand, Grad 1
Eckzahnaußenstand OK	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2 Engstand, Grad 2
Eckzahnaußenstand UK	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3 Engstand, Grad 3
Lückige Zahnstellung OK	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0 Kein Eckzahnaußenstand
Lückige Zahnstellung UK	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1 Eckzahnaußenstand vorhanden
Kreuzbiss	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0 Keine lückige Zahnstellung
Bukkale Nonokklusion	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1 Lückige Zahnstellung vorhanden
Offener Biss	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0 Kein Kreuzbiss
Kopfbiss	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1 Kreuzbiss vorhanden
Tiefbiss	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0 Kein offener Biss
Steil-/ Deckbiss	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1 Offener Biss bis 3mm
Okklusionsbefund	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2 Offener bis >3mm
Retentionselement	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0 Kein Kopfbiss
				1 Kopfbiss vorhanden
				0 Kein Tiefbiss
				1 Tiefbiss, ohne Gingivakontakt
				2 Tiefbiss, mit Gingivakontakt
				Steil-/ Deckbiss
				0 Nicht vorhanden
				1 Vorhanden
				Okklusionsbefund
				1 Neutral
				2 Distal, 1/2 Prämolarenbreite
				3 Distal, 1 Prämolarenbreite
				4 Mesial
				0 Kein Retentionselement
				1 Retentionselement vorhanden

Mundhygieneparameter

Plaque	<input type="checkbox"/>
Gingivitis	<input type="checkbox"/>
Zahnstein	<input type="checkbox"/>

Plaque/Gingivitis/Zahnstein	
0	Nicht vorhanden
1	Vorhanden

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät, keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Datum

Louisa Kupke

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich herzlichst bei Herrn Prof. Dr. Karl-Friedrich Krey, Direktor des Zentrums für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde der Universitätsmedizin Greifswald, für die Vergabe des Promotionsthemas sowie für das Mitwirken während der gesamten Arbeit und das entgegengebrachte Vertrauen bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt Frau Dr. Anja Ratzmann, leitende Oberärztin der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Greifswald, für Ihre geduldige und intensive Betreuung sowie ihr besonders großes Engagement.

Mein Dank gilt Herrn Dr. Christian Schwahn für die kompetente Unterstützung bei der statistischen Auswertung und Darstellung der Ergebnisse.

Außerdem möchte ich mich herzlichst bei Herrn Prof. em. Dr. Jochen Fanghänel für die konstruktive Kritik bei der schriftlichen Abfassung bedanken.

Ich danke Herrn Dr. Sebastian Ruge für die Bereitstellung und Einrichtung des Intraoralscanners sowie für die Unterstützung bei informationstechnischen Fragen.

Bei Herrn Adam Dawid bedanke ich mich für seine Mitwirkung bei der Durchführung des klinischen Untersuchungsteils der Arbeit.

Ausgesprochen dankbar bin ich den Studienteilnehmern, welche sich der Untersuchungsprozedur geduldig und zuverlässig unterzogen haben.

Widmen möchte ich diese Arbeit meinen Eltern Andrea und Jürgen Kupke sowie meinen Großeltern Jutta und Norbert Weigt, welche mir mein Studium ermöglichten und mich weiterhin während meiner Promotionszeit unterstützen. Von ganzem Herzen bedanke ich mich auch bei meinem Partner Dr. Florian Hagin für die fortwährende Motivation zum Durchhalten.