

**Zur Variation der vertikalen Raumposition des
Unterkiefers nach vergleichender analoger und
digitaler Montage in maximaler
Interkuspitationsposition**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Alexander Grüntgens

aus Geldern

2022

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Univ. -Prof. Dr. Dr. Walter Lückerath
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Franz-Josef Kramer

Tag der Mündlichen Prüfung: 18.10.2022

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Helmut Stark

Meinen Eltern Karin und Berthold
Insbesondere meinem Bruder Christoph

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	8
1. Einleitung	9
1.1 Einführung.....	9
1.2 Übersicht über den Wissensstand	10
1.2.1 Anatomie des Kiefergelenks.....	10
1.2.2 Funktion der Kaumusculatur.....	12
1.2.3 Biomechanik des Kauorgans.....	16
1.2.4 Maximale Interkuspitation.....	21
1.2.5 Zentrische Kondylenposition	22
1.2.6 Deformation des Unterkiefers.....	22
1.3 Konventionelle Abformungstechniken.....	24
1.3.1 Monophasenabformung.....	24
1.3.2 Doppelmischabformung.....	24
1.3.3 Korrekturabformung.....	25
1.3.4 Modellzuordnung	26
1.3.5 Modellmontage	28
1.3.6 Geschichte der Beurteilung der maximalen Interkuspitation	29
1.4 Digitale Abformungstechniken	30
1.4.1 Digitale Abformung	30
1.4.2 Optische Datenerfassung digitaler Abformung.....	32
1.4.3 Modellzuordnung.....	36
1.5 Genauigkeit intraoraler Scansysteme	36
1.6 Ziel der Arbeit.....	41
2. Material und Methoden	44
2.1 Material	44
2.1.1 Datenerfassung in CAD.....	44
2.1.2 Emerald von Planmeca	45
2.1.3 Scanstrategie bei Full-Arch Scans	47
2.1.4 Zirkonzahn Scanner S600 ARTI.....	49
2.1.5 Zirkonzahn.Modifier	56

2.1.6	Abformmaterial Silikon.....	57
2.1.7	Modellmaterial Gips.....	62
2.1.8	Bissregistrierungsmaterial	67
2.1.9	Artex CR Artikulator.....	69
2.2	Methode	72
2.2.1	Untersuchungsdesign.....	72
2.2.2	Ablauf der Studie	73
2.2.3	Durchführung der wissenschaftlichen Studie	76
2.2.4	Übersicht der Messmethoden.....	86
2.2.5	Statistische Auswertung	90
3.	Ergebnisse	91
3.1	Probandenmessung.....	91
3.1.1	Vergleich der Gesamtwerte	92
3.1.2	Vergleich der Messverfahren.....	94
3.1.3	Vergleich Einschleifmenge/ Durchdringung pro Messpunkt.....	95
3.1.4	Vergleich Messung KA & PEZ & PES	98
3.1.5	Vergleich Messung KA & PES & ZZS	101
3.1.6	Vergleich Messung KA & ZZS & ZZG	103
3.2	Quadrantenscan	105
3.2.1	Vergleich Messung PEQ & ZZG1 & ZZG2	105
3.2.2	Vergleich Messung ZZG & ZZG1 & ZZG2.....	108
3.3	Zusammenfassung der Ergebnisse aller Messungen	110
4.	Diskussion	112
4.1	Diskussion des Materials	112
4.1.1	Materialauswahl.....	112
4.1.2	Digitale Abformung	113
4.1.3	Umwandlung der Scans	114
4.2	Diskussion der Methodik.....	115
4.2.1	Modellmontage	115
4.2.2	Scanstrategie.....	116
4.2.3	Externe Faktoren	118
4.2.4	Gesamtfehler der Digitalisierung	120

4.2.5	Verfahrensauswertung	122
4.3	Diskussion der Ergebnisse	123
4.3.1	Einschleifmenge	123
4.3.2	Digitale Verschränkung	124
4.3.3	Buccalscan	125
4.3.4	Matchvorgang.....	128
4.3.5	Auswertung.....	129
4.4	Schlussfolgerung	133
5.	Zusammenfassung	135
6.	Abbildungsverzeichnis.....	137
7.	Tabellenverzeichnis	142
8.	Literaturverzeichnis	143
9.	Danksagung.....	164

Abkürzungsverzeichnis

A-Silikon	Additionsvernetzte Silikone
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktion
EOS	Extraoralscan
IDS	Internationale Dental-Schau
IOS	Intraoralscan
K-Silikon	Kondensationsvernetzte Silikone
MI	Maximale Interkuspitation
NURBS	Non-Uniform Rational Basis Spline
OBJ	Wavefront File Format
OE	Okklusionsebene
OFF	Object File Format
OK	Oberkiefer
PES	Planmeca Emerald Scan
PEQ	Planmeca Emerald Quadrant
PEZ	Planmeca Emerald Zirkonzahn
PLY	Polygon File Format
p-Wert	lat. probabilitas, Signifikanzwert
STL	Standard Tessellation Language
t-Test	Hypothesentest mit t-verteilter Testprüfgröße
UK	Unterkiefer
ZKP	Zentrische Kondylenposition
ZZG	Zirkonzahn Getrennt
ZZG1	Zirkonzahn Getrennt 1
ZZG2	Zirkonzahn Getrennt 2
ZZS	Zirkonzahnsan

1. Einleitung

1.1 Einführung

Die richtige räumliche Zuordnung von Unterkiefer zu Oberkiefer nimmt in der Zahnmedizin einen wichtigen Platz ein und ist entscheidend für eine optimale okklusale Gestaltung möglicher Restaurationen. Dabei eröffnet der Einsatz intraoraler Scanner einen digitalen Workflow, der die Möglichkeit besitzt, ohne konventionelle Abformmaterialien, die Kiefer abzubilden. So lassen sich verfahrensbedingte Fehler durch Einsparen von Arbeitsschritten mittels Intraoralscan minimieren (Fasbinder, 2013; Lee et al., 2014). Die Zuordnung der digital abgeformten Unterkiefer- und Oberkiefersituation erfolgt nicht durch Okklusionsprotokolle oder Durchbissregistratur, sondern mittels eines Buccalscanverfahren bei mundgeschlossener Situation. Dennoch ist die konventionelle Abformung im Alltag das Mittel der Wahl. Verlässliche Referenzen und Langzeitergebnisse zur Verwendung von Intraoralscannern und deren Genauigkeit, gerade in Hinblick auf eine korrekte Zuordnung von Kiefern, liegen nicht ausreichend vor. Nur 5-10 % der Zahnärzte arbeiten mit digitaler Abformmethode, obwohl jährlich neue Scansysteme auf dem Markt eingeführt und vermarktet werden (Zimmermann, 2016).

Egal ob bei konventioneller oder bei digitaler Abformung, allen gemeinsam ist die Elastizität der Unterkieferspange, welche Einfluss auf die Position der Zähne im Zahnfach hat und die Lokalisation der Kontakte der bei einer mundoffenen Abformung entstandenen Modelle zur tatsächlichen Zuordnung während der maximalen Interkuspitation verändert. Während die gängige Zuordnung eines funktionsgesunden Gebisses ohne oder mit einem Durchbissregistratur erfolgt und durch Erstellen eines Okklusionsprotokolls Korrekturen der Kontaktpunkte, die in Folge verfahrensbedingter Fehler und der Elastizität des Kiefers entstehen, korrigiert werden, ist bei digitaler Zuordnung dies nicht umsetzbar.

Daher ist zu untersuchen, ob die ideale vertikale Dimension mit der vertikalen Relation, die man nach digitalem Abdruck mittels eines Lateralscans erreicht, abweicht. Diese Vermutung ergibt sich, da ein Durchdringen der Zähne bei Zuordnung der intraoral abgeformten Situationen bei maximaler Interkuspitation im Virtuellen auftreten. Entscheidend für die Stärke der Durchdringung der Zähne ist die Größe der abzuformenden Situation. Ziel der Untersuchung ist daher der Einfluss einer Abformung eines Quadranten und der Abformung des gesamten Kiefers auf die vertikale Dimension.

1.2 Übersicht über den Wissensstand

1.2.1 Anatomie des Kiefergelenks

Das Kiefergelenk stellt ein Doppelgelenk dar, welches sich in einen discotemporalen und einen discomandibulären Anteil gliedert (Lehmann et al., 2011). Der temporale knöcherne Gelenkabschnitt wird durch die Fossa mandibularis und dem Tuberculum articulare des Processus zygomaticus des Os temporale gebildet. Kaudal schließt sich das Caput mandibulae des Os mandibulare an (Svejda, 2007). Der dadurch gebildete Gelenkraum wird durch den Discus articularis in zwei vollständig getrennte Gelenkkammern geteilt und ist ein entscheidender Mitspieler bei der Dreh-Gleitbewegung der Diarthrose. Ein Discus articularis kommt im menschlichen Körper darüber hinaus nur im Sternoclavikulargelenk und unvollständig im proximalen Handgelenk vor (Tillmann und Töndury, 1978). Der Discus articularis, bestehend aus Faserknorpel und Bindegewebe, bildet eine bikonkave Form und lässt sich in drei Abschnitte gliedern: dem posterioren und anterioren Band sowie der intermediären Zone (Abb. 1):

- Der posteriore Anteil geht dorsal in die bilaminäre Zone über, welche stark vaskularisiert und innerviert ist. Die sich daraus bildende Lamina superior inseriert in der Fissura petrosquamosa und der Fissura tympanosquamosa. Durch den eher horizontalen Faserverlauf der elastischen Fasern wird die Vorwärtsbewegung des Discus articularis begrenzt und verhindert so, dass dieser vor den Kondylus gleitet. Zudem wird die Rückbewegung des Discus articularis in die Fossa mandibulae durch die Spannung der Fasern initiiert. Die Lamina inferior hingegen verläuft zum Collum mandibulae. Sie wird bei der Vorwärtsbewegung nicht gedehnt, sondern entlastet. Das Bindegewebe mit eher vertikalem Faserverlauf wird gestreckt. Zum Ende der anterior-kaudalen Bewegung findet jedoch ebenfalls eine Spannung statt und begrenzt die maximale Mundöffnung. Zwischen den Blättern liegt das retroartikuläre Polster (Freemeyer, 2000).
- Die intermediäre Zone stellt den schmalsten Abschnitt dar und liegt bei habitueller Interkuspidation dem Kondylus wie eine Kappe auf. Der Faserverlauf des Discus articularis ist in anteriorposteriorer, mediolateraler und cranioventraler Richtung ausgerichtet. Dadurch können hohe Kräfte aufgefangen werden.

Der Discus articularis verfügt somit über eine Pufferfunktion, welche einen Teil der Kaukräfte abfängt. Dies trägt auch dazu bei, dass der Discus articularis keine Gefäße, Rezeptoren und Nervenendigungen enthält, sondern durch umliegende Gewebe, Synovialflüssigkeit und der bilaminären Zone ernährt wird (Bocker, 2011).

- Die anteriore Zone geht in die Pars superior des Musculus pterygoideus lateralis über. Bei der Öffnungsbewegung des Kiefers gleitet somit der Discus articularis durch den Muskelzug über den gesamten Zeitraum, auf dem Caput mandibulae liegend, bis zu dem Tuberculum articulare und wieder zurück, mit dem Ziel Inkongruenzen des artikulierenden Kondylus und der Gelenkfläche auszugleichen (Freesmeyer, 2000).

Bei Öffnungs- und Schließbewegungen bewegen sich somit Kondylus und Discus articularis gemeinsam (Strub et al., 2011). Umgeben wird das Gelenk von der Capsula articularis, welche an der Schädelbasis, am Collum mandibulae und am Discus articularis verwachsen ist. Die Inkongruenz zwischen Kondylus und Fossa mandibularis ergibt sich aus der mehr als doppelt so großen Fläche der Pars squamosa ossis temporalis und die durch den walzenförmigen Kondylus gebildete Gelenkfläche (420 mm² versus 200 mm²) (Lang, 1977).



Abb. 1: Lateralschnitt des Kiefergelenks (Bias et al., 2010) urheberrechtlich geschützt – online nicht verfügbar

1.2.2 Funktion der Kaumuskulatur

Die Kaumuskulatur wird im Folgenden aufgeführt, da sie die Kieferöffnung und Kieferschluss, sowie die Protrusion und Retrusion des Unterkiefers ausführen

Tab. 1: Die Kaubewegung wird durch die vier Kaumuskeln M. masseter, M. temporalis, Mm. Pterygoideus medialis und lateralis vermittelt (Schünke et al., 2015)

Muskel	Ursprung	Ansatz
M. masseter	Arcus zygomaticus	Angulus mandibulae
M. temporalis	Linea temporalis inferior (Os parietale)	Processus coronoideus mandibulae
M. pterygoideus medialis	Fossa pterygoidea	Tuberositas pterygoidea am Angulus mandibulae
M. pterygoideus lateralis	Caput superius	Crista infratemporalis der Ala major ossis sphenoidalis
	Caput inferius	Processus pterygoideus Processus condylaris (Mandibula)

Der Musculus temporalis gliedert sich in drei Faserabschnitte, deren Verlaufsrichtung sich von horizontal im hinteren Anteil (Pars posterior), über schräg angeordnete mittlere (Pars media) und vertikal verlaufende vordere Faseranteile (Pars anterior) gliedert, welche zugleich den größten Muskelanteil bilden und beim Zähne pressen in der Interkuspitation aktiv sind. Der Musculus temporalis übt beidseitig eine Adduktion und insbesondere mit dem Pars posterior eine Retrusion aus.

Der Rückzug des Unterkiefers beruht auf das Reiben der Retrusionsfacetten und führt zur Kontraktion. Somit reagiert der Musculus temporalis empfindlich auf okklusale Interferenzen und kann zu muskulären Spannungskopfschmerzen führen (Ash, 1995). Einseitig ist der Musculus temporalis an der Laterotrusion beteiligt (Abb. 2).

Der Musculus masseter ist maßgeblich an der Adduktion des Kiefers beteiligt. Er gliedert sich in den Pars profunda mit senkrechtem Faserverlauf, welche wie der Musculus temporalis an dem Pressvorgang beteiligt sind, und dem Pars superficialis, dessen Fasern schräg verlaufen (Abb. 2). Dadurch ist der Musculus masseter auch an der Protrusion beteiligt und bei Bruxismus aktiv. Einseitige Aktivität führt zur Laterotrusion der entsprechenden Seite. Entscheidend ist das Zusammenspiel zwischen Musculus masseter und Musculus pterygoideus medialis (1.2.6).

Der Musculus pterygoideus medialis zeigt einen von kranioventral und medial nach lateralwärts dorsokaudalen Faserverlauf. Dieser ermöglicht ebenfalls eine Beteiligung an Adduktion und Protrusion des Kiefers. Einseitige Aktivität führt zur Mediotrusion der entsprechenden Balanceseite. Er bildet gemeinsam mit dem Musculus masseter eine funktionelle Muskelschlinge um den Unterkieferwinkel, welche zusammen mit dem Musculus temporalis eine sehr hohe Kontraktionskraft entwickelt, die Werte von 800 Newton erreichen können (Abb. 3) (Lehmann et al., 2011).

Der Musculus pterygoideus lateralis besteht aus dem eher horizontal verlaufenden Caput superius und dem dreimal größeren nach dorsolateral ziehenden Caput inferius (Abb. 3). Durch den Faserverlauf des Caput inferius wird durch den Ansatz an dem Processus condylaris der Kondylus nach kaudal und ventral gezogen und führt initial zur Abduktion und Protrusion des Kiefers. Bei einseitiger Kontraktion erfolgt eine Mediotrusion der entsprechenden Seite. Der Caput superius hingegen stabilisiert den Kondylus und Discus articularis in ventraler Richtung und ist bei der Adduktion aktiv, da durch den elastischen Zug der Lamina superior der bilaminären Zone der Discus articularis sonst zu weit posterior zu liegen kommt (Strub et al., 2011)



Abb. 2: Faserverlauf der Mm. masseter und temporalis (Schünke et al., 2015) urheberrechtlich geschützt – online nicht verfügbar



Abb. 3: Faserverlauf der Mm. pterygoidei medialis und lateralis (Schünke et al., 2015) urheberrechtlich geschützt – online nicht verfügbar

Neben der Kaumuskulatur ist an dem Kauakt auch die Zungenbeinmuskulatur beteiligt.

Tab. 2: Zu der suprahyale Muskulatur gehört der M. stylohyoideus, M. mylohyoideus, M. geniohyoideus und M. digastricus und führen zur Abduktion des Unterkiefers (Schünke et al., 2015)

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
M. stylohyoideus	Processus styloideus	Cornu minus des Corpus hyoideum	-Hebung des Zungenbeins -Unterstützung der Kieferöffnung
M. mylohyoideus	Linea mylohyoidea	Raphe mylohyoidea und Corpus hyoideum	-Hebung des Zungenbeins - Spannung des Mundbodens
M. geniohyoideus	Spina mentalis	Corpus hyoideum	-Zug des Zungenbeins nach vorne (Schlucken)
M. digastricus	Venter anterior	Fossa digastrica der Mandibula	-Hebung des Zungenbeins
	Venter posterior	Processus mastoideus	-Unterstützung der Kieferöffnung

1.2.3 Biomechanik des Kauorgans

Bei der Mundöffnung findet initial eine Rotation des Kondylus im discomandibulären Abschnitt statt. Dabei rotiert dieser um seine transversale Scharnierachse. Ziel der Bewegung ist, dass in Folge des Muskelzugs des Musculus pterygoideus lateralis und der suprahyalen Muskulatur die Höcker-Fossa Verzahnung überwunden wird. Durch die Rotierung des Kondylus wird der Discus articularis auf der Gelenkbahn nach dorsal bewegt (Abb. 4, Bild 1). Wie unter 1.2.1 erwähnt wird die Rotation durch die Lamina superior gebremst, während die Lamina inferior den Kondylus sichert. Nach einer Öffnungsrotation von 15° beschreibt der Kiefer eine Translationsbewegung, in der der Discus articularis als eine mobile Fossa condylaris mit einer kaudoventromedialen Richtung betrachtet werden kann (Honiikel, 2007). Die Schiebewegung findet somit eher im discotemporalen Abschnitt statt (Abb. 4, Bild 2). Zum Ende der Mundöffnung findet erneut eine Rotation des Kondylus statt, bei der der Discus articularis durch die Rotation des Gelenkkopfes nach anterior auf das Tuberculum articulare gezogen wird (Abb. 4, Bild 3) (Stelzenmüller et al., 2010). Rotationen führen somit zu Abduktion und Adduktion, während Translationen zu Protrusion und Retrusion führen. Neben diesen Bewegungsformen können auch Mahlbewegungen ausgeführt werden. Hierbei findet eine Abweichung des Kiefers von der Mittellinie statt, indem der Kondylus der Mahlseite (Arbeitsseite) nach lateral ausschwenkt und sich um seine transversale Rotationsachse rotiert, während die Balanceseite mit dem Caput mandibulae nach ventromedial und kaudal translatiert. Es gibt somit keine gleiche Bewegungsrichtung der Muskulatur beider Seiten. Dies führt zur Laterotrusion auf der Arbeitsseite und zu Mediotrusion auf der Balanceseite (Bumann und Lotzmann, 2000).



Abb. 4: Die drei Phasen der Mundöffnungsbewegung gliedern sich in eine initiale Phase mit Rotation des Kondylus, einer intermediären Phase mit Translationsbewegung und abschließender terminalen Phase mit maximaler Rotation und Translation des Kondylus (Bumann und Lotzmann, 2000) urheberrechtlich geschützt – online nicht verfügbar

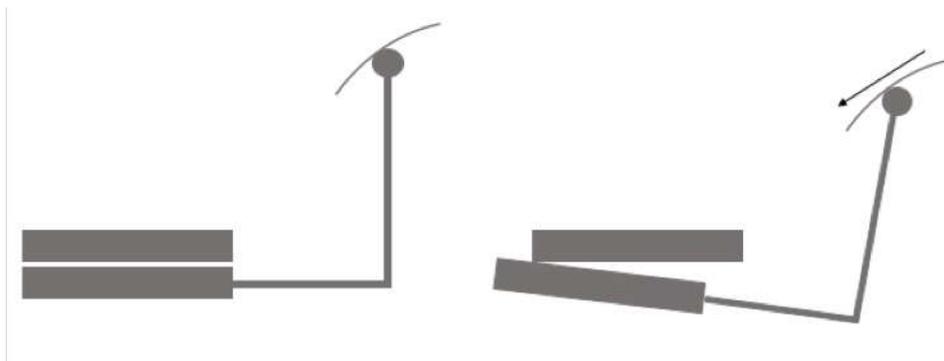


Abb. 5: Das Chistensensche Phänomen beschreibt das Auseinanderklaffen der Kiefer im Seitenzahnbereich bei Protrusionsbewegung (Anlehnung an Lehmann et al., 2011)

Bewegungen und Lage des Processus condylaris in der Fossa condylaris werden jedoch auch wesentlich durch die Muskulatur, Bänder, sowie anderen anatomischen Strukturen und der Verzahnung beeinflusst. So werden bei der Protrusion insbesondere die Incisivi als Führungshilfe genutzt. Da diese Bewegung das Gelenk zwangsläufig auch nach unten verlagert, geht die Protrusion mit einer geringen Senkung des Unterkiefers einher (Gallo et al., 2019). Durch den ventralen Zug des Musculus pterygoideus lateralis wird der Discus articularis Richtung Eminentia articularis bewegt, was zu einer Aufhebung des Kontaktes im Molarenbereich, entsprechend des Christensen-Phänomen, führt (Abb. 5) (Bocker, 2011).

Die Bewegung des Unterkiefers durch Führung mittels der unteren Incisivi in der Sagittalebene wird von Posselt beschrieben (Abb. 6). Dabei werden die Grenzbewegungen des Unterkiefers als Artikulationsbewegung und als freie Unterkieferbewegung aufgezeichnet. Es entstehen Grenzpositionen, welche jederzeit reproduzierbar sind:

- Die maximale Protrusionsstellung, ausgehend von der habituellen Interkuspitation beträgt im Regelfall 9-10 mm.
- Nach dorsal ist eine Retrusion von 0,5-1,5 mm möglich. Dabei stellt die dorsalste Position des Unterkiefers in Zahnkontakt die retrudierte Kontaktposition dar. Die Kondylen nehmen die dorsalste, kranialste seitengleiche Stellung ein (Lehmann et al., 2011). Diese ist nicht zu verwechseln mit der zentrischen Kondylenposition.
- Die maximale Mundöffnung variiert stark und liegt in etwa bei 40-60 mm (Strub et al., 2011). Dabei kann die Mundöffnung ausgehend von der maximalen Protrusionsstellung, der habituellen Interkuspitation und der retrudierten Kontaktposition erreicht werden. Bei Letzterem erfolgt bis zu einer Mundöffnung von 20 mm überwiegend eine Rotation. Bei Weiterführung der Mundöffnung dominiert die Translationsbewegung (McNeill, 1997; Posselt, 1952, 1968; Ramfjord und Ash, 1971, 1992).
- Eine häufige Unterkieferposition ist die Ruhelage. In dieser Position liegt kein Kontakt zwischen den Zähnen vor, sondern ein Abstand von etwa 2-4 mm. Der Muskeltonus von Hebern und Senkern des Unterkiefers befindet sich im Gleichgewicht. Somit erfolgt die geringe Mundöffnung durch die Schwerkraft.

Bei der aktiven Mundöffnung ziehen die oberen Zungenbeinmuskeln (Venter anterior des M. digastricus, M. mylohyoideus, M. geniohyoideus) die Mandibula nach unten (Tab. 2). Diese Rotationsbewegung erfolgt im unteren Anteil des Kiefergelenks um eine transversale Rotationsachse in Höhe der Lingula. Die reine Scharnierbewegung nach dorsokaudal ist infolge des begrenzten Platzangebots in der Fossa retromandibularis eingeschränkt, sodass durch Kontraktion des Musculus pterygoideus lateralis während der Mundöffnung der Kondylus-Diskus-Komplex durch Zug entlang der Eminentia articularis nach anterior gleitet. Bei fixiertem Unterkiefer kann die Mundöffnung auch unter Beteiligung der Nackenmuskeln durch eine Dorsal-Kippung des Schädels erreicht werden. Durchschnittlich dreht sich bei der Öffnung der Gelenkkopf um ca. 2° /mm ventraler Translation. Messungen an 30 Probanden bei maximaler Mundöffnung von 55 ± 6 mm ergaben eine durchschnittliche Gleitbewegung der Gelenkköpfchen von ca. 13–15 mm und eine Rotation von ca. $26\text{--}30^\circ$ (Salaorni und Palla, 1994). Die Adduktion erfolgt durch die beidseitige Kontraktion von M. temporalis, M. masseter und M. pterygoideus medialis. Dabei umfasst dies jedoch nur die Rückführung des Unterkiefers. Zwar kontrolliert der M. pterygoideus lateralis die Rückführung der Kondylen in die Fossa, jedoch ist nicht abschließend geklärt, welche aktiven Kräfte exakt für die Rückführung des Diskus verantwortlich sind (Wilkinson und Crowley, 1994). Während der Schließbewegung sind die oberen Zungenbeinmuskeln aktiviert, um ein unkontrolliertes, zu schnelles Schließen zu verhindern (Gühring et al., 1992). In der Horizontalebene bilden die Grenzbewegungen einen Pfeilwinkel, der auch als gotischer Bogen bezeichnet wird (Engelmeier, 2005; Gysi, 1908, 1929; Körber, 1980; Ramfjord und Ash, 1971, 1992). Dabei erreichen die Unterkieferincisivi die maximale Lateralbewegung nach rechts und links mit 7–12 mm. Die Laterotrusionsbahnen bilden mit der Pfeilspitze einen Winkel von ca. 120° . Intraoral wird der Pfeilwinkel an Hand der klassischen Stützstiftregistrierung nach Gerber dargestellt. Dabei stellt die Spitze des Pfeilwinkels (Abb. 7) die retrudierte Kontaktposition dar, aus der noch zwanglos Laterotrusionsbewegungen möglich sind (Kohno et al., 1988; Strub et al., 2011). Ein symmetrisch gezeichneter Pfeilwinkel ist nur mit dem Stützstiftregistrat nach Gerber auf der Medianebene möglich, bei dem ein ungestörter Bewegungsablauf der Gelenke und eine koordinierte Muskelführung unabhängig von der Dentition möglich ist (Palla, 2005). Abweichend von der Mittellinie verändert sich die Form der Pfeilspitze, da der Kondylus der Laterotrusionsseite (ruhender Kondylus) sich in seinem Bewegungsverlauf von dem Kondylus der

Mediotrusionsseite (schwingender Kondylus) unterscheidet (Lückerath, 1999 a). Ursächlich sind die anatomischen Gegebenheiten der Fossa condylaris und die Inkongruenz der Kiefergelenke, wodurch ein seitliches Versetzen des Unterkiefers zur Arbeitsseite im Zuge der Seitwärtsbewegung auftritt, dass als Bennettbewegung bezeichnet wird. Dabei führt der Kondylus auf der Mediotrusionsseite eine größere Bewegungsbahn durch als der Kondylus auf der Laterotrusionsseite. Dieser Versatz wird auf der Balanceseite noch einmal unterteilt in eine initiale Medialverschiebung, dem Immediate Side Shift und der eher kontinuierlichen Verschiebung parallel zur eigentlichen Lateralbewegung des Unterkiefers, der Progressive Side Shift. Der Kondylus der Arbeitsseite führt neben der Rotation diesen Versatz ebenfalls aus und entspricht in etwa einer lateral gerichteten Bewegung von 0,75mm, die dem Immediate Side Shift gleicht (Strub et al., 2011). Unter Berücksichtigung der Dentition können die Bewegungsbahnen der Kondylen stark variieren, was im Falle einer restaurativen Behandlung berücksichtigt werden muss.

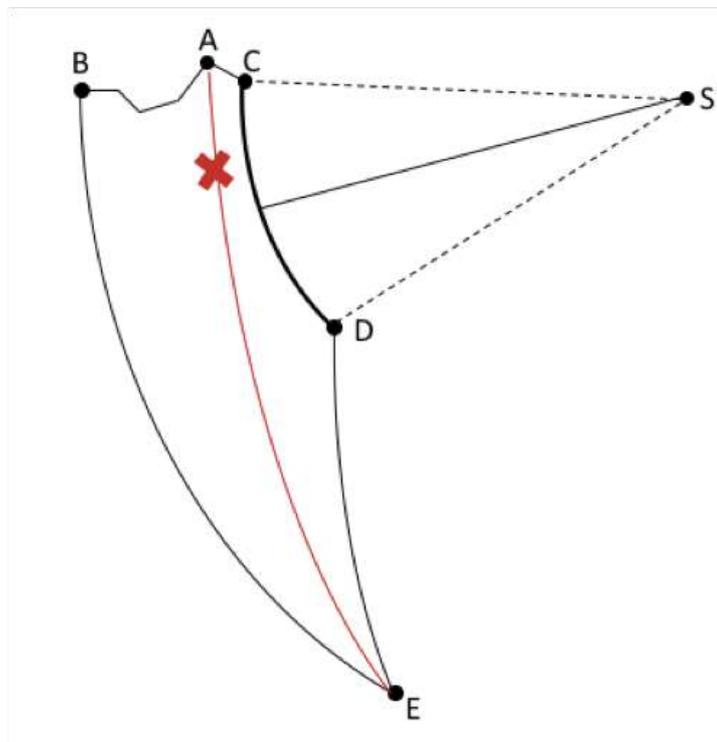


Abb. 6: Das Posselt Diagramm beschreibt die Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Sagittalebene. B: maximale Protrusion, A: habituelle Interkuspitation, C: retrudierte Kontaktposition, X: Ruhelage, E: maximale Mundöffnung, D: Kieferöffnung bei überwiegender Scharnierbewegung, S: Scharnierachspunkt (Anlehnung an Lehmann et al., 2011)

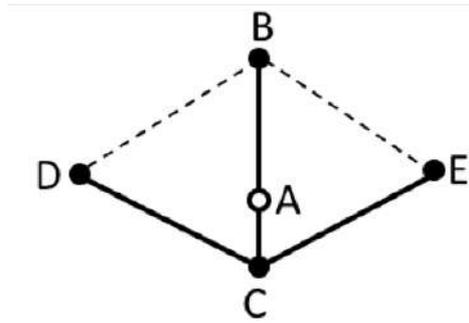


Abb. 7: Pfeilwinkel mit Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene. A: Adduktionsfeld, B: maximale Protrusion, C: retrudierte Kontaktposition, D und E: maximale Lateralstellung nach rechts und links (Anlehnung an Lehmann et al., 2011)

1.2.4 Maximale Interkuspitation

Die maximale Interkuspitation beschreibt die nach dem gewohnheitsmäßigen Schluss erreichte vertikale Unterkieferposition mit maximaler Verzahnung der vorhandenen Zähne und wird durch die Okklusion festgelegt (Utz et al., 2010). Voraussetzung für die Zuordnung des Unterkiefers zum Oberkiefer in allen drei Raumrichtungen ist ein funktionsgesunder Patient und nur kleine restaurative Maßnahmen, mit dem Erhalt von Stütz zonen und stabiler Verzahnung. Im Idealfall entspricht die MI als kranialer Endpunkt der freien und zahngeführten Bewegung des Unterkiefers der habituell eingenommenen Okklusion. Zum Teil können auch Abweichungen zwischen MI und habitueller Okklusion durch mandibuläre Schonhaltung auftreten (Lotzmann, 1998). Dabei liegt bei ca. 20 % aller Patienten eine klinisch symptomfreie, aber manifeste Kiefergelenkskompression in der Funktion vor, sodass die MI mittelwertig in der Nähe der ZKP liegt. Die MI kann mittels eines Durchbissregistrates bestimmt werden, welches dann die Modelle miteinander verschlüsselt. Aufgrund der elastischen Deformation bei mundoffener Abformung, sowie dem lateralen Verschieben der Modelle gegeneinander entspricht jedoch die Vertikalrelation der in MI zusammengefügt Modelle nicht der tatsächlichen Situation beim Kieferschluss (Lückerath, 1999 b). Die Reproduzierbarkeit der MI wird aufgrund direkter gelenknaher Messungen am Patienten auf 0,02 mm abgeschätzt. Durch die Übertragung auf den Artikulator kommen zusätzliche Fehlerquellen hinzu, sodass sich die Abweichungen auf 0,1 mm erhöhen (Böhm et al., 1995 a; Utz et al., 1990). Die taktile Sensibilität der MI wird durch die Okklusion auf 0,01-0,1 mm bestimmt (Utz et al., 2007).

1.2.5 Zentrische Kondylenposition

Die Zentrische Kondylenposition ist seit 1992 durch die Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik in der DGZMK als „kranioventralste, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylus-Diskus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebe“ definiert (Gernet et al., 2011). Es beschreibt eine Kieferhaltung, bei der die Kondylen drucklos nach retral und kranial geführt werden, so dass sie gleichzeitig im Zenit und nicht seitenverschoben in den Gelenkgruben stehen. Von einer zentrischen Okklusion spricht man, wenn in der ZKP gleichzeitig gleichmäßige Zahnkontakte vorhanden sind (Koeck und Utz, 1996). Indikationen für die Registrierung in ZKP sind die instrumentelle und klinische Funktionsdiagnostik und -therapie, sekundäre Bisslageänderungen, umfangreiche okklusale Rehabilitationen und Veränderungen der Vertikalrelation (Lückerath, 1999 b). Die Reliabilität der ZKP wird auf 0,2 mm geschätzt, welche sich durch Übertragung in den Artikulator auf 0,3 mm erhöht (Böhm et al., 1995 b; Utz et al., 1990). Ursächlich für die geringere taktile Sensibilität der ZKP sind weniger feste Strukturen wie Knorpel, Ligamente und Muskeln (Piehslinger et al., 1993; Shafagh et al., 1975).

1.2.6 Deformation des Unterkiefers

Die Mandibula, bestehend aus einer äußeren Kompakta und einer inneren Spongiosa, stellt keinen starren Körper dar, sondern unterliegt bei Funktionsbewegungen und bei der Mastikation einer elastischen Verformung. Bei der Abduktion sind es die ansetzenden Muskeln einerseits, bei der Mastikation die resultierenden Kaukräfte andererseits, die zu einer Verformung führen. Der Kieferknochen wird dabei durch Reflexe, ausgehend von den propriozeptischen Strukturen des Parodonts und der Kiefergelenke, vor zu großer Belastung durch die Muskulatur geschützt, aber auch durch die Belastung der Zähne beim Pressen oder Kauen beansprucht. Der Unterkiefer erfährt somit eine messbare Deformation im Sinne einer elastisch nach medial auftretenden Torsion (Entrup, 2004). Bei der Mundöffnung folgt durch den Zug der Muskelschlinge, gebildet durch den Musculus masseter und den Musculus pterygoideus medialis, eine Annäherung des Unterkiefers im

Molarenbereich um bis zu 0,7 mm (Jung, 1970). Neben der Verengung des Zahnbogens wird bei der Mundöffnung der Processus alveolaris, sowie die Zähne im Unterkiefer in einer gedachten Verbindungslinie der transversalen Rotationsachse nach lingual bewegt. Der horizontale Anteil des Corpus mandibulae erlebt eine Drehung nach bukkal. Deformationen und Verengungen während der Mundöffnung infolge der Muskulatur sind physiologische funktionelle Formveränderungen und Bestandteil der Funktion der Kiefergelenke. Dabei zeigen Patienten mit schmalen Unterkiefern, geringer Knochendichte und längerer Mandibula die größte Annäherung der Zahnbögen (Chen, 2000). Gleichzeitig zeigt dieser skelettale Typ auch die größte Mundöffnungskraft (Bolt und Orchardson, 1986). Während in der Transversalen Deformationen der horizontalen Kieferäste als Annäherung insbesondere der Molaren nachweisbar sind, bei der okklusal eine Verengung von 0,35 mm (Korioth und Hannam, 1994) messbar ist und bei vorhandenen Zahnlücken diese Werte sich um bis zu 0,2 mm erhöhen können, kann es auch durch Pressvorgänge in habitueller Interkuspidation es zu Deformationen des Unterkiefers, aber auch des Oberkiefers kommen. Im Falle der Kompression findet eine Annäherung des Zahnbogens zwischen 0,46-1,06 mm (Ferreri, 2001) statt. Durch einwirkende okklusale Kräfte erfolgt die Deformation jedoch auch in der Sagittalen. Durch das druckstarke Kauen entsteht am Unterrand auf der belasteten Seite eine basale Konvexität und auf der unbelasteten Seite eine basale Konkavität (Koeck und Sander, 1978). Beim Frontabbiss stellen sich beidseits Konvex-Verformungen der horizontalen Unterkieferäste nach kranial ein (Marx, 1967). Die vertikale Deformation kann bei maximaler Kieferschließkraft bis zu 0,13 mm erreichen. Bei normaler Kautätigkeit liegen die Werte zwischen 0,01-0,03 mm (Korioth und Hannam, 1994). Auch bei Schlucken ohne Zahnkontakt, Druck der Zunge gegen den Unterkiefer und Lateralbewegungen ist eine Auslenkung der Prämolaren und Molaren messbar (Siebert, 1987). Selbst bei der Protrusion findet eine Distanzzunahme zwischen beiden Unterkiefermolaren statt (Koeck und Sander, 1978). Die Deformation des Unterkiefers muss daher bei Herstellung restaurativer Arbeiten berücksichtigt werden. Auch bei Unterkieferabformungen darf der Mund weder zu weit geöffnet noch der Unterkiefer in protrudierter oder retrudierter Stellung abgeformt werden. Daher sollen die jeweiligen Kiefer bei möglichst geschlossenem Mund, ohne jedoch auf den Löffel zu beißen, abgeformt werden (Kerschbaum, 2003). Andernfalls könnten die mit der Verformung des Unterkiefers einhergehenden Zahnkippen die Abdrucknahme empfindlich verfälschen.

1.3 Konventionelle Abformungstechniken

1.3.1 Monophasenabformung

Die auch als Einphasenabformung bezeichnete Abformtechnik formt mit einem einzigen Material die Zahnreihe ab (Strub et al., 2011). Voraussetzung ist eine Konsistenz, die eine gewisse Standfestigkeit des Materials im Abformlöffel behält und einen Stempeldruck erzeugen kann. Gleichzeitig ist eine Fließfähigkeit notwendig, um durch die abformenden Strukturen ausreichend verdrängt zu werden und unter sich gehende Bereiche darzustellen (Wöstmann, 1992). Entscheidend ist dabei die Wahl des Abformlöffels. Dieser soll verwindungsstabil sein, alle abzuformenden Strukturen überdecken und damit etwa 5 mm Platz für die elastische Rückstellung in alle Richtungen besitzen (Strub et al., 2011). Auch unterstützen Perforationen oder Retentionsleisten die Verankerung der Abformmasse am Löffel. Das Material kann dabei einerseits mit Hilfe einer Spritze direkt im Mund des Patienten appliziert und andererseits zum Befüllen des Abformlöffels verwendet werden. Im Falle der Monophasenabformung ist die Abformung mit einem individuellen Löffel oder einem Rim-Lock Abdrucklöffel geeignet, um eine gleichmäßige Schichtdicke und zumindest einen gewissen Staudruck erzielen zu können, wie er sonst nur bei Korrekturabformungen erreicht wird (Marxkors, 1991; Wöstmann, 1992).

1.3.2 Doppelmischabformung

Bei der einzeitig-zweiphasigen Doppelmischabformungen werden elastische Abformmassen unterschiedlicher Konsistenz genutzt. Ein hoch- und niedrigvisköses Material wird angemischt und appliziert. Während des Befüllens des Abformlöffels mit dem hochviskösen Material wird zeitgleich die abzuformende Situation mit dem niedrigviskösem Material umspritzt. Die Materialien verbinden sich während der Aushärtungsphase, da sie chemisch gleich zusammengesetzt sind (Strub et al., 2011). Die Genauigkeit der Abformung ist gut, findet jedoch eher keine Anwendung bei subgingivaler Abformung, da auch hier der Staudruck gering ist.

Zahlreiche Studien zeigen, dass mit der Einphasentechnik eine hohe Abformgenauigkeit erzielt werden kann (Bader und Setz, 1991; Fenske et al., 2001; Wöstmann, 1992). Sie ist deshalb besonders geeignet zur Abformung komplizierter Formen. Neben der Doppelmischtechnik kann das niedrigvisköse Material auch direkt als zweite Schicht auf das hochvisköse Löffelmaterial appliziert werden. Man spricht hier von der Sandwichabformung (Wöstmann et al., 1994). Dies reduziert die Applikationszeit und damit die vorzeitige Vernetzungsgefahr, welche zu endogenen Spannungen im Material führen kann. Doch reduziert es die Abformgenauigkeit gerade im subgingivalen Bereich durch Luft einschüsse (Gernet et al., 2017).

1.3.3 Korrekturabformung

Als zweizeitiges-zweiphasiges Abformverfahren wird eine Vorabformung mit einem zähfließenden Abformmaterial, im zweiten Arbeitsschritt mit einem dünnfließenden Material gleicher chemischer Herkunft korrigiert. Dabei wird die Primärabformung von Unterschnitten und Interdentalsepten befreit und mit Abflusrrillen für die Korrekturabformung mit dem dünnfließenden Material versehen. Wichtig ist die Überprüfung einer einwandfreien Repopulierung im Mund (Reichardt, 2013). Nach Reinigung und Entfettung der Erstabformung mit Alkohol kann dann die Sekundärabformung erfolgen. Hierzu wird die abzuformende Situation mit dem niedrigviskösem Material umspritzt und der Abformlöffel mit der Primärabformung in den Mund zurückgesetzt. Dies verfolgt das Ziel der Verbesserung der Detailschärfe des Erstabdruckes. Zudem wird durch die Stempelwirkung ein Staudruck erzeugt, welcher das niedrigvisköse Abformmaterial in schwer zugängliche Bereiche presst (Strub et al., 2011). Dabei kommt es jedoch zu einer Dimensionsverkleinerung des wiedergegebenen Stumpfes durch nicht vollständige elastische Rückstellungen der Abformung nach Stauchung des Vorabformungsmaterials in der Korrekturphase (Böttger, 1965; Lehmann und Burgdorf, 1978). Daher sind die Abflusrrillen entscheidend um Druck durch überschießendem Korrekturmateriale abzubauen. Insgesamt lassen sich mit der Korrekturtechnik bei sachgemäßer Anwendung gute Ergebnisse erzielen.

1.3.4 Modellzuordnung

Die korrekte Zuordnung der Oberkiefer- und Unterkieferbezahnung hat den Einsatz von Bissregistriermaterialien bei prothetischen oder konservierenden Arbeiten eine große Bedeutung im zahnärztlichen Alltag zukommen lassen. Oftmals ist eine eindeutige patientenbezügliche Modellzuordnung im Artikulator nicht ohne weiteres möglich. Dann kann nur mit Hilfe eines im Patientenmund gewonnenen Registrats die exakte Simulation der Relation von Oberkiefer Unterkiefer gelingen, die letztlich erst die korrekte okklusale Gestaltung von Zahnersatz ermöglicht (Millstein, 1994; Müller, 1988). Die Beziehung von Ober- und Unterkiefer wird durch die Okklusion, die Kiefergelenke und der Kaumuskelatur bestimmt und können für die Zuordnung herangezogen werden. Abhängig von der Restbezahnung gibt es verschiedene Formen einer korrekten Zuordnung. Die dreidimensionale Zuordnung des Unterkiefers zum Oberkiefer ist als Kieferrelationsbestimmung definiert:

1. Zuordnung durch die maximale Interkuspitationsposition. Die gesicherten Zahnkontakte bei weitgehendem Erhalt der Stützzonen definieren die Lage des Unterkiefers in Relation zum Oberkiefer in allen drei Raumrichtungen. Die Position der Kondylen ist nicht bekannt (AGF, 1992; AFDT und DGZPW, 2006).
 - Bei optimaler Verschlüsselung der Okklusion in MI ist kein Registrierungs-material nötig und reduziert den Einbau eines Fehlers. Ein Okklusionsprotokoll kann zur Kontrolle hinzugezogen werden (Freilich et al., 1992).
 - Bei gewünschter Verschlüsselung kann ein Durchbissregistrat erstellt werden. Durch parodontale Zahnbeweglichkeit, Ungenauigkeiten in der Abformung und abradierter Zahnmorphologie ist das schaukelfreie Positionieren der Modelle beeinträchtigt.
 - Bei Auflösung einer Stützzone durch Präparation oder Verlust von Zähnen kann mithilfe einer gezielten okklusalen Reduktion die Kompression des Kiefergelenks ipsilateral und eine Nonokklusion kontralateral vermieden werden.
2. Zuordnung in der zentrischen Kondylenposition (ZKP). Bei Verlust der Stützzonen wird die Lage des Unterkiefers in Relation zum Oberkiefer durch die Grenzposition der Kondylen in der Fossa articularis bestimmt. Die Okklusion spielt keine Rolle.

- Mittels des Lauritzen-Griff oder des bimanuellen Dawson-Griff wird bei der handgeführten Kieferrelationsbestimmung (Handbissnahme) unter Verwendung eines Checkbissregistrates der Unterkiefer in die ZKP geführt.
- Bei der zentrale Stützstiftregistrierung werden mit Hilfe einer Registrierplatte im Oberkiefer und eine Aufzeichnungsplatte im Unterkiefer die Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalen aufgezeichnet (Utz et al., 1993, 1995). Da die vertikale Relation ohne okklusale Abstützung zwischen Oberkiefer und Unterkiefer bei Zuordnung in der ZKP unbestimmt ist, kann eine mittelwertige Gesichtsbogenübertragung erfolgen (Morneburg, 2010).
- Bei fehlenden okklusalen Verhältnissen kann durch Ermittlung des geringsten Sprechabstands, der Ruhelage, einer Schluckbissnahme und Sprechprobe zur Bestimmung der vertikalen Dimension herangezogen werden.

Wie erwähnt ist eine Stabilität der Kiefer zueinander durch parodontale Beweglichkeit der Zähne im Alveolarfach, durch Zahnverlust, Abrasion oder Attrition, Fehler in der Abformung und Materialeigenschaften beeinflusst. Durch die abradierte Okklusalmorphologie lässt sich die Modellzuordnung in der Horizontalen nicht mehr eindeutig definieren. Um eine Rotierung und Verschiebung der Modelle zu vermeiden, ist die Montierung der Modelle bei mangelnder Verzahnung mittels Bissregistrarat gewünscht. Zur Bissregistrierung eignen sich dabei besonders Elastomere wie Vinylpolysiloxane oder Polyether als Segment- oder Vollzahnbogenregistrarat (Balthazar-Hart et al., 1981; Fattore et al., 1984).

Die Vinylpolysiloxane oder auch die Polydimethylsiloxane haben sich dabei besonders bewährt, da sie die gewünschten Anforderungen erfüllen (2.1.8). Sie sind präzise, lagerungsstabil und vor der Polymerisation weich genug, um den Patienten in die maximale Interkuspitation zu führen. Somit werden unerwünschte Bisshebungen vermieden und die Zuordnung der Kiefer nicht durch die Härte und Elastizität des Materials negativ beeinflusst (Millstein et al. 1973). Nach dem Aushärten hingegen sind die Registrate form- und dimensionsstabil und behalten die Funktion der horizontalen Stabilisierung der verbliebenen Zahn-zu-Zahn-Kontakte in Schlussbisslage (Mullick et al., 1981; Lassila, 1986; Balthazar-Hart, 1981; Fattore et al., 1984).

1.3.5 Modellmontage

Bei gesicherter Okklusion stellt kein Registrat die geringste Fehleranfälligkeit bei der Zuordnung der Modelle dar. Zur Überprüfung kann jedoch ein Okklusionsprotokoll angefertigt werden. Bei der Erstellung des Okklusionsprotokolls wird der Patient mehrfach aufgefordert, seinen Mund zu öffnen und wieder zu schließen, wobei der Zahnarzt eine sehr dünne Folie zwischen die einzelnen Zähne legt. Bei geschlossener Zahnreihe wird dann geprüft, ob die einzelnen Zähne den Folienstreifen festhalten oder ob er sich herausziehen lässt. Anhand des Okklusionsprotokolls werden dann das Oberkiefermodell und das Unterkiefermodell eingeschliffen. Wenn alle Zähne im Gipsmodell einen Folienstreifen zu halten vermögen, analog der Situation im Mund, ist die vertikale Position des Unterkiefermodells zum Oberkiefermodell erreicht. Allerdings führt die Verformung des Unterkiefers bei der Abdrucknahme dazu, dass das vom Zahnarzt gewonnene Okklusionsprotokoll nicht exakt auf das Modell übertragbar ist. In diesem Zustand stehen die Unterkieferzähne an einer etwas anderen Stelle als bei Ausführung des Kauaktes bei geschlossenen Zahnreihen (Okklusion) bzw. geschlossenem Mund. Die Verengung der Unterkieferspanne beträgt dabei durchschnittlich 0,35 mm. Dazu kommen noch Verschiebungen der Zähne des Unterkiefers, die durch die Art der Abdrucknahme unter Zuhilfenahme eines mit einer Abdruckmasse ausgefüllten Abdrucklöffels hervorgerufen werden. Die Verengung der Unterkieferspanne kann durch die Abdrucknahme noch einmal um durchschnittlich 0,7 mm erhöht werden. Sind in dem Unterkiefer zusätzlich Freiräume zwischen den Zähnen vorhanden, kann die Verengung der Unterkieferspanne noch deutlicher ausfallen.

Die vorstehend erläuterte, gegenüber dem geschlossenen Mund veränderte Position der Zähne in dem Unterkiefer überträgt sich in vollem Umfang in das Gipsmodell. Im Ergebnis ist eine genaue Einpassung eines Zahnersatzes in eine Reparaturstelle eines Modells zwar möglich, allerdings entspricht insbesondere die vertikale Höhe des Zahnersatzes und die exakte Position des Zahnersatzes im Modell nicht der Position des Zahnersatzes in der Reparaturstelle des Patienten. Die Einpassung des Zahnersatzes in das Gebiss des Patienten erfordert daher oft eine aufwendige Nachbearbeitung des Zahnersatzes.

1.3.6 Geschichte der Beurteilung der maximalen Interkuspitation

Die Zuordnung von Oberkiefer zu Unterkiefer mittels intraoraler Bissnahme wurde erstmals 1756 berichtet (Pfaff, 1756). Dabei wurde die Bissnahme unter Zuhilfenahme von Wachs als Mittel der Wahl genutzt, um die Relation vom Unterkiefer zum Oberkiefer darzustellen. Das gebräuchliche Wachs ist durch sein physikalisches Verhalten jedoch ungeeignet. Mit Beginn des 20. Jahrhunderts beschrieb Christensen 1905 die Nutzung von sogenanntem Impression Wax (Myers, 1982). Diese Wachse sind aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung (Paraffin und Bienenwachs) leicht verformbar, besitzen aber im Mund eine ausreichende Festigkeit (Millstein und Hsu, 1994).

Die Materialeigenschaften der Wachse zeigen im weiteren zeitlichen Verlauf jedoch verstärkt eine Übertragungsungenauigkeit der MI vom Patienten auf die Arbeitsmodelle, so dass die Bissregistrierung mit Wachsen nur unter Einschränkungen möglich ist (Berman, 1960). Darum wurde vermehrt auf Zink-Oxid-Eugenolpasten zurückgegriffen, welche eine Volumenstabilität der Registrare sicherstellen (Lassila und McCabe, 1985). In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts fanden zudem thermoplastische Kompositmaterialien Gebrauch, die jedoch aufgrund großer thermischer Kontraktion von 1,5% obsolet wurden (Wöstmann, 1992; Breeding et al., 1994). Mit der Entwicklung der kondensationsvernetzten Silikone 1955 fand in der Übertragung der Kieferrelation ein entscheidender Schritt in Genauigkeit, Härte und Fließfähigkeit statt. Die gummielastische Eigenschaft erlaubt eine gute Verarbeitung, nimmt jedoch bei zunehmender Vernetzung ab und erhöht die Festigkeit des Elastomers. Aufgrund des flüchtigen Kondensats besteht keine Lagerungsbeständigkeit. 1964 wurde mittels der Polyethermaterialien nun eine Dimensionsstabilität sichergestellt, jedoch polymerisiert es zu einem starren Gummi mit hoher Steifigkeit (Eichner, 1981). Eine hohe Dimensionstreue und Lagerfähigkeit mit Silikonen gelang erst 1975 mit der Entwicklung der additionsvernetzenden Silikone (Vehring, 1997). Durch fehlendes Kondensat ist eine hohe Abformpräzision gegeben. Seither finden Verbesserung der Bissregistriermaterialien selbst, oder zu dessen Handhabung in der täglichen Praxis statt. Die Eigenschaften der Polyvinylsiloxane sind unter 2.1.6 aufgelistet.

1.4 Digitale Abformungstechniken

1.4.1 Digitale Abformung

Mit dem steigenden Einfluss digitaler Arbeitsabläufe ist auch für den klinischen Einsatz in der Zahnmedizin die Verwendung neuer Scannersysteme und Computersoftwares immer interessanter geworden. Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz auf der Basis intraoraler Abformungen wurden schon in den 80er Jahren des letzten Jahrhunderts umgesetzt. Vorreiter waren Mörmann und Brandestini, die das CEREC-System entwickelten, welches 1986 von der Firma Sirona auf den Markt gebracht wurde (Mörmann, 2006). Heute ermöglichen die Intraoralabformungen weit mehr als nur die Herstellung von mehrflächigen Inlays. Ganzkiefersituationen mit Erstellung virtueller Arbeitsmodelle und zahntechnischer Verarbeitung von keramischen Verblendkronen bis hin zu mehrgliedrigen Brücken erreichen neue Dimensionen (Mehl et al., 2009).

Die digitale Abformung beschreibt die Umwandlung dreidimensionaler Informationen von Hart- und Weichgewebe in einen digitalen Datensatz, welcher mit der CAD/CAM Software (computer aided design/ computer aided manufacturing) verarbeitet werden kann. Die endgültige Restauration wird somit auf Grundlage des virtuellen Modells computergestützt konstruiert und hergestellt (Brosky et al., 2002). Die daraus entstehende Reduktion der Arbeitsschritte insbesondere mit Fokus auf die konventionelle Abformung senkt die Anzahl der Fehlerquellen.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten zur Ansetzung der digitalen Abformung (Fasbinder, 2013; Lee et al., 2014):

- Chairside-Konzept mit direktem intraoralem Scan
- Labside-Konzept:
 - indirekter Scan der Abformung
 - indirekter Scan des Gipsmodells

1.4.1.1 Indirektes Verfahren

Das Labside Konzept findet außerhalb der Zahnarztpraxis statt. Dabei kann die konventionelle Abformung, kommend aus der zahnärztlichen Praxis, oder nach Ausguss der Abformung, das Modell aus Gips im Dentallabor mittels Scanner digitalisiert werden. Die indirekte Digitalisierung der Gipsmodelle steht dabei im Vordergrund und wird mechanisch mit einem Kontaktsonden-Scanner oder optisch nach dem Verfahren der aktiven optischen Triangulation (1.4.2.1) umgesetzt (Beuer et al., 2008). Da keine Verwacklungen der Gipsmodelle auftreten, ermöglicht die Kontaktsonde eine genaue Oberflächenvermessung. Jedoch ist das Risiko von Fehlerquellen durch Erstellen der Abformung und der Gipsmodelle erhöht. Für die direkte Digitalisierung der Abformung werden ausschließlich optische Systeme verwendet, da elastomere Abformmaterialien eine resiliente Oberfläche besitzen, die zu einer Verformung bei Berührung mit der Kontaktsonde und zu Fehlern im Scanvorgang führen können (Jeon et al., 2014; Irelan et al., 2008). Mittels des Labside Verfahrens lassen sich im Vergleich zum Chairside Konzept zum jetzigen Zeitpunkt größere Restaurationen umsetzen und ermöglichen die Fertigung keramischer Arbeiten mit Fräs- und Schleifeinheiten- insbesondere Gerüstarbeiten und Zirkonoxid Versorgung (Mehl, 2009).

1.4.1.2 Direktes Verfahren

Das Chairside Konzept erlaubt das vollständige Verlagern aller Arbeitsschritte in die zahnärztliche Praxis. Dank der CAD/CAM-Technik können die digitale Abformung, CAD-Modellierung und computergestützte Herstellung der Restauration direkt in der Praxis durchgeführt werden (Tinschert und Natt, 2007). Damit entfallen potentielle Fehlerquellen und ermöglichen eine sofortige definitive Versorgung. Für die direkte intraorale Digitalisierung gibt es inzwischen verschiedene optische Systeme, die ohne starre Fixierung des Patientenmundes und mit geringer Aufnahmezeit im Millisekunden Bereich arbeiten (Kühmstedt und Hintersehr, 2008). Mit Entwicklung des CEREC Systems (aktive optische Triangulation) haben sich auch andere Aufnahmetechniken wie die konfokale Mikroskopie (1.4.2.2) und die Stereofotogrammetrie (1.4.2.3) etabliert. Auch die Zuordnung von Oberkiefer- und Unterkieferdatensätzen lassen sich digital über zusätzliche Buccalaufnahmen umsetzen (1.4.3).

1.4.2 Optische Datenerfassung digitaler Abformung

1.4.2.1 Aktive optische Triangulation

Mit Entwicklung des Cerec Systems ist das Aufnahmeprinzip der Triangulation am weitesten verbreitet. Das Prinzip beruht auf der Projektion eines Streifenmusters, das sich in Licht aus transparenten und opaken Subregionen (Logozzo et al., 2011) aufteilt. Trifft das Muster auf eine unregelmäßige Oberflächenstruktur, kommt es in Abhängigkeit des Höhenverlaufs zu einer Überlagerung der dunklen und hellen Streifen, sodass die Bereiche unterschiedliche Lichtintensitäten aufweisen und entsprechend der Tiefe des Objekts gegenüber dem geraden Streifenverlauf verzerrt zurückgeworfen werden. Die Muster werden von einem lichtempfindlichen CCD Sensor erfasst und die Intensitätsbilder können mit den dazwischen befindlichen Grautönen in Höhen- und Tiefenwerten dargestellt werden (Hollenbeck et al., 2012; Klein und Weck, 2000; Kühmstedt und Hintersehr, 2008). Die dreidimensionale Tiefenmessung ist jedoch abhängig von dem Triangulationswinkel. Lichtquelle und Detektor bilden einen bekanntem Abstand b zueinander und erzeugen mit dem Lichtpunkt P auf der zu vermessenden Oberfläche ein Dreieck (Ireland et al., 2008). Die daraus resultierenden Winkel α und β ermöglichen die Berechnung der Koordinaten von P relativ zum Koordinatenursprung (Abb. 8). Entscheidend für die Genauigkeit des optischen Systems ist die Verwendung der richtigen Wellenlänge des Lichtes. Bei zu hoher Wellenlänge kann es zur chromatischen Aberration durch ungleiche Reflexion des Streifenlichtes an der abzuformenden Oberfläche kommen (Hollenbeck et al., 2012). Blaues Licht mit einer geringen Wellenlänge von ca. 470 nm dringt im Gegensatz zu rotem Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von ca. 820 nm nicht in das Messobjekt ein und bildet einen scharfen Punkt bzw. eine scharfe Linie ab. So ist eine Genauigkeitsverbesserung von ca. 60 % zu erwarten (Mehl et al., 2009). Die Messgenauigkeit ist jedoch auch von der geometrischen Form des sich „bildenden Dreiecks“ abhängig. Ein großer Winkel zwischen Lichtquelle und Detektor und ein geringer Abstand zum Objekt erhöhen die Messgenauigkeit (Logozzo et al., 2014; Tinschert und Natt, 2007). Die Cerec AC Omnicam Generation führt den Scankopf mit einem Abstand von 0-15 mm über die Zähne. Auch muss während der Projektionszeit die Kamera ruhig gehalten werden (Kühmstedt und Hintersehr, 2008; Pfeifer, 1999). Die Verwendung der optischen aktiven Triangulation setzt eine opake Oberfläche voraus. Durch die Abformung reflektierender Strukturen in

Folge der Transluzenz von Schmelz und Dentin, wird das Streifenlicht an der Oberfläche abgelenkt und in einen außerhalb des Detektors befindlichen Winkel reflektiert (Häusler und Ettl, 2004 a). Die Lichtstreuung aus unterschiedlichen Tiefen fördert zudem die Fehlinformation (Pfeifer, 1999; Logozzo, 2011). Daher ist zur Reflexunterdrückung die abzuformende Oberfläche mit Puder aus Titandioxid zu bedecken (Quaas et al., 2005; Mehl et al., 2009). Durch die Weiterentwicklung der Systeme liegen seit 2012 auch puderfreie Alternativen vor (Su und Sun, 2014).

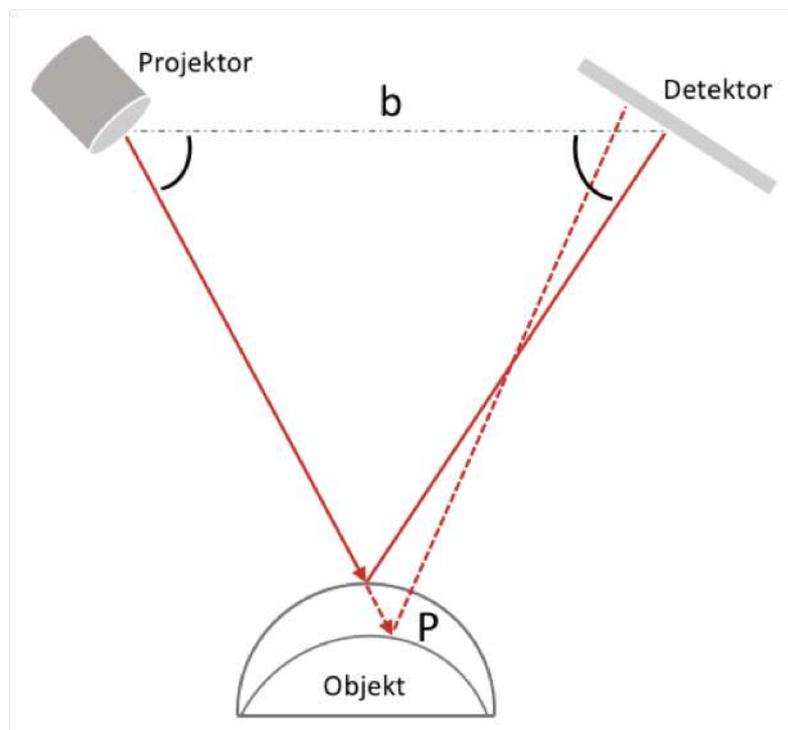


Abb. 8: Prinzip der aktiven optischen Triangulation (Anlehnung an Thun, 2021)

1.4.2.2 Konfokale Mikroskopie

Die konfokale Mikroskopie arbeitet mit Laserstrahlen, welche parallel auf die zu scannende Oberfläche treffen. Dabei wird die Oberfläche des Objekts durch die punktförmige Lichtquelle gescannt, indem die auftreffenden Strahlen auf der aufzunehmenden Oberfläche Lichtpunkte erzeugen. Das reflektierte Licht wird von der Linse gebündelt und trifft auf den Detektor. Emittiertes und reflektiertes Licht liegt somit übereinander. Ein Teil des reflektierten Lichtes wird durch einen Lichtteiler umgeleitet und trifft auf eine Blende, wodurch nur das Licht aus der Fokusebene den Detektor erreicht, welches den scharf abgebildeten Bereich darstellt (Logozzo, 2014; Jähne, 2012; Schubinski, 2011). Die

Reflektion der Strahlen erfolgt proportional zum Objekt-Fokus-Abstand und ermöglicht die Darstellung unterschiedlicher Tiefenschärfenebenen. Dies hat zur Folge, dass zum einen das Licht außerhalb des Fokusbereichs durch die Lochblende ausgefiltert und zum anderen die Lichtintensität dieser Strahlen generell gegenüber den fokalen Strahlen abgeschwächt und die Auflösung des Bildes verbessert wird (Meschede, 2008; Schubinski, 2011). Da die Brennweite bekannt ist, kann der Abstand zum aufgenommenen Objektpunkt bestimmt werden. Jeder Lichtstrahl, welcher durch die Blende trifft, repräsentiert einen scharf fokussierten Punkt auf unterschiedlicher Höhe, die in Relation zueinander gesetzt werden und später in dem Bild einen Pixel entsprechen (Abb. 9). Um das komplette Objekt abzubilden, muss der Brennfleck das gesamte Objekt abtasten (Rastersonden Methode). Dazu erzeugt der Scanner Bildpunkte auf 300 verschiedenen Ebenen mit einem Abstand von 50 μm . Die Tiefenschärfebereich beträgt zwischen 13 und 15 mm (Logozzo et al., 2011, 2014). Durch die Aufnahmen aus verschiedenen Positionen kann so ein dreidimensionales Bild der gescannten Oberfläche ermittelt werden.

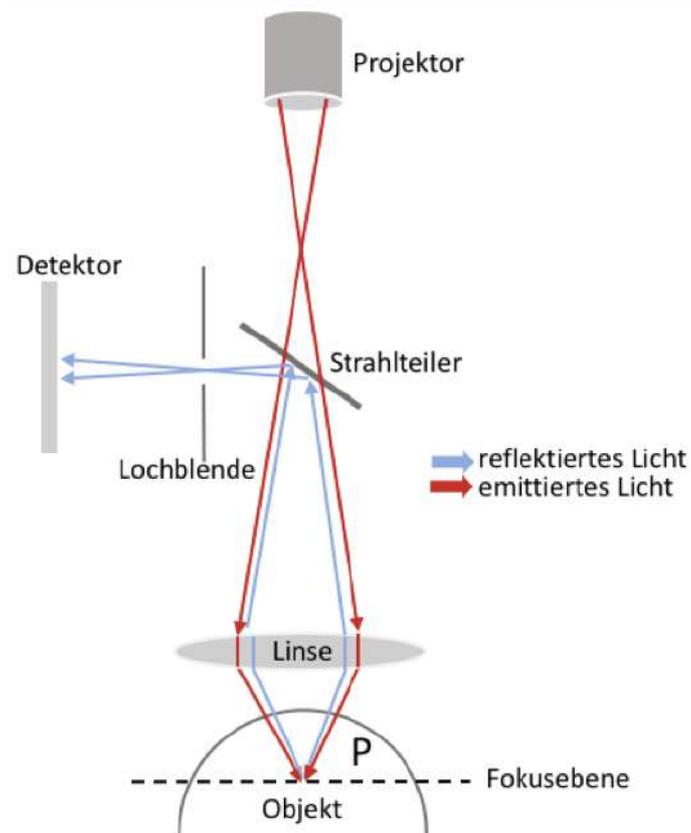


Abb. 9: Vereinfachtes Prinzip der konfokalen Bildgebung (Anlehnung an Thun, 2021)

1.4.2.3 Stereofotogrammetrie

Der Mechanismus der Stereofotogrammetrie beruht auf dem Erstellen von 2D Datensätze, die zu einer dreidimensionalen Fläche zusammengesetzt werden. Ähnlich wie bei dem menschlichen Auge, werden von einem Objektpunkt P korrespondierende Bildpunkte P_1 und P_2 aus unterschiedlichen Positionen erstellt, aus denen die räumliche Lage des Objektpunktes rekonstruiert werden kann (Mehl, 1998). Gelingt es, den Objektpunkt in beiden Bildern eindeutig zu identifizieren, kann dieser rekonstruiert werden und liefert eine Tiefendarstellung mittels Bilddisparität (Abb. 10). Es beschreibt also die Überdeckung gemeinsamer Bildbereiche (Bonitz und Krzystek, 1996). Die Bestimmung der Bildpunktkoordinaten und damit die Tiefenmessung erfolgt nach dem Static Wavefront Sampling und beruht auf der Defokussierung des primären optischen Systems (Rohaly, 2009). Dabei wird ein Objektpunkt als elektromagnetische Welle betrachtet, denn die Abbildung eines Objektpunktes in der Bildebene erfolgt auch dann, wenn nur ein Teil der Wellenfront durch eine Blende begrenzt wird. Wird die Blende aus der optischen Achse versetzt, so wird der Bildpunkt durch einen anderen Teil der gesamten Wellenfront dargestellt und der Bildpunkt an anderer Stelle abgebildet. Verwendet man nun mehrere Blenden, so wird das Objekt durch mehrere Punkte codiert. Durch räumliche Trennung der Wellenfronten entstehen zeitgleich mehrere Bilder die durch ein einziges optisches System, auf engstem Raum mit geringer Basislänge und fester geometrischer Beziehung, abgebildet werden (Ziegler, 2009; Gandyra, 2016-2019).

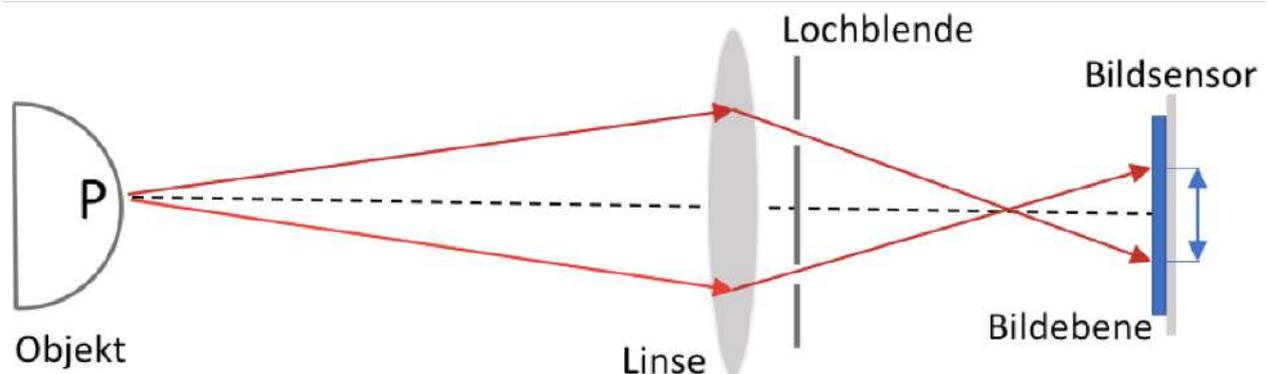


Abb. 10: Vereinfachtes Prinzip des Active-Wavefront-Samplings, dem Mechanismus der Stereofotogrammetrie (Anlehnung an Thun, 2021)

1.4.3 Modellzuordnung

Die Modellzuordnung bei intraoraler optischer Abformung wird mit einem Buccal-Scan durchgeführt. Hierbei kann nach Abformung des Gegenkiefers die Registrierung über Scannen der Buccalfläche des Zahnreliefs in MI (1.2.4) oder in ZKP (1.2.5) erfolgen (Müller, 2010). Im Vergleich zu einer Modellzuordnung bei Gipsmodellen ist die Registrierung im Digitalen zwingend notwendig. Sie ist wesentlicher Indikator zur Konstruktion von okklusal korrekt gestaltetem Zahnersatz und der Kontrolle von Platzverhältnissen. Ohne Buccalscan würden umfangreiche Einschleifmaßnahmen an Zahnersatz oder Patienten nötig (Fitzsche, 2007). Mithilfe der Buccalscans, welche zwischen 1. und 4. sowie 2. und 3. Quadranten erstellt werden, kann eigenständig oder automatisiert die Überlagerung des Buccalscans mit den Buccalflächen von Ober- und Unterkiefer durchgeführt werden. Hierbei kann die Außenkontur der Modelle oder auch markante Punkte zur Überlagerung genutzt und mittels eines Best-Fit-Algorithmus bestmöglich in Deckung gebracht werden. Je geringer die Abstände aller zur Überlagerung herangezogenen Punkte, desto wahrscheinlicher ist eine bestmögliche Deckung korrespondierender Punktepaare (Kuhr et al., 2016).

1.5 Genauigkeit intraoraler Scansysteme

Die Genauigkeit intraoraler Scansysteme wurde schon in zahlreichen Studien untersucht. Dabei spielt das abzuformende Volumen eine entscheidende Rolle. So werden bei einem Ganzkieferscan mehr Daten erzeugt als bei einem Quadrantenscan, wodurch die Fehleranfälligkeit bei einer Ganzkieferabformung höher ist (Ender et al., 2016). Auch verändert sich die Scangenauigkeit durch die unterschiedlichen Scansysteme, wie sie unter 1.4.2 erläutert werden. Mehl et al. untersuchte 2009 die Richtigkeit digitaler Scansysteme. Zur Bestimmung wurde ein Referenzmodell aus Cobalt-Chrom und die davon über eine Impregumabformung gewonnenen Typ-IV-Gipsmodelle mit Cerec AC abgeformt und mit einem Referenzscanner vermessen. Die Scan-Datensätze des IO-Scanner und der Gipsmodelle wurden mit dem Referenzscan durch virtuelle Überlagerung der Datensätze verglichen und die Differenzen der korrespondierenden Messpunkte berechnet.

Als durchschnittliche Abweichungstoleranzen für intraorale Abformsysteme haben sich folgende Werte etabliert (Mehl et al., 2009):

- Einzelzahn 19 μm
- Quadrant 35 μm
- Ganzkiefer 50-80 μm

Die konventionelle Modellherstellung umfasst im Vergleich mit der digitalen Abformung wesentlich mehr Einzelschritte, in denen es zu einer Fehlersummierung kommt. Durch Rückstellvermögen von Abform- und Registriermaterialien und Modellherstellung ergeben sich Abweichungen, die stark variieren. So ergeben sich unterschiedliche Genauigkeiten von Gipsmodellen, die aus einer Alginatabformung erstellt werden (200 μm) oder aus einer Hochpräzisionsabformung mit Silikonmaterial hervorgehen (25 μm) (Ender et al., 2016). Eine durchschnittliche Genauigkeit von 50 μm (in-vitro) wird für realistisch gehalten (Ender und Mehl, 2011). Um die Scangenaugigkeit messen zu können, kann dies in-vivo oder in-vitro häufig mittels eines Referenzmodells zur Überlagerung der von unterschiedlichen Scansystemen digitalen Modelle miteinander verglichen werden. In der vorliegenden Tabelle sind die unterschiedlichen Aufnahmetechniken den auf dem Markt vorherrschenden Scansystemen zugeordnet (Zimmermann et al., 2015; Zaruba und Mehl, 2017).

Tab. 3: Die auf dem Markt gängigen Intraoralscanner lassen sich bei der optischen Vermessung nach ihren Aufnahmetechniken gliedern

Aufnahmetechnik	Intraoralscanner	Hersteller
Aktive optische Triangulation	CEREC Bluecam	Dentsply Sirona
	CEREC Omnicam	Dentsply Sirona
	CS 3500 /3600	Carestream Dental
	DWIO	Dental Wings
	Direct Scan	HINT-ELs
	IOS Fastscan	IOS Technologies
	KaVO X500	KaVo
	PlanScan	Planmeca

Aufnahmetechnik	Intraoralscanner	Hersteller
Konfokale Mikroskopie	Apollo DI IntraScan iTero Trios 3 AADVA	Sirona Dental Zfx Cadent 3SHAPE GC
Stereofotogrammetrie	True Definition Scanner	3M Espe

Die Genauigkeit der Scansysteme muss differenziert werden in ihre Richtigkeit und der Präzision. Die Richtigkeit beschreibt die Abweichung einer Messung von einer objektiv bestimmten Größe. Im Falle einer Zielscheibe also die Treffer im Zentrum der Zielscheibe. Die Präzision gibt die Wiederholbarkeit der Messungen an, also der Radius des Trefferfelds und den resultierenden Abständen zwischen den Trefferpunkten. Beides zusammen bestimmt die Genauigkeit eines intraoralen Scansystems (Zimmermann, 2016). In Abb. 11 und Abb. 12 sind die Richtigkeit und Präzision In-vitro bei Ganzkieferscans der am häufigsten verwendeten Scansysteme zusammengefasst. Diesen ist die Genauigkeit von konventionellen Abformungen mit Vinylpolysiloxan entgegengesetzt.

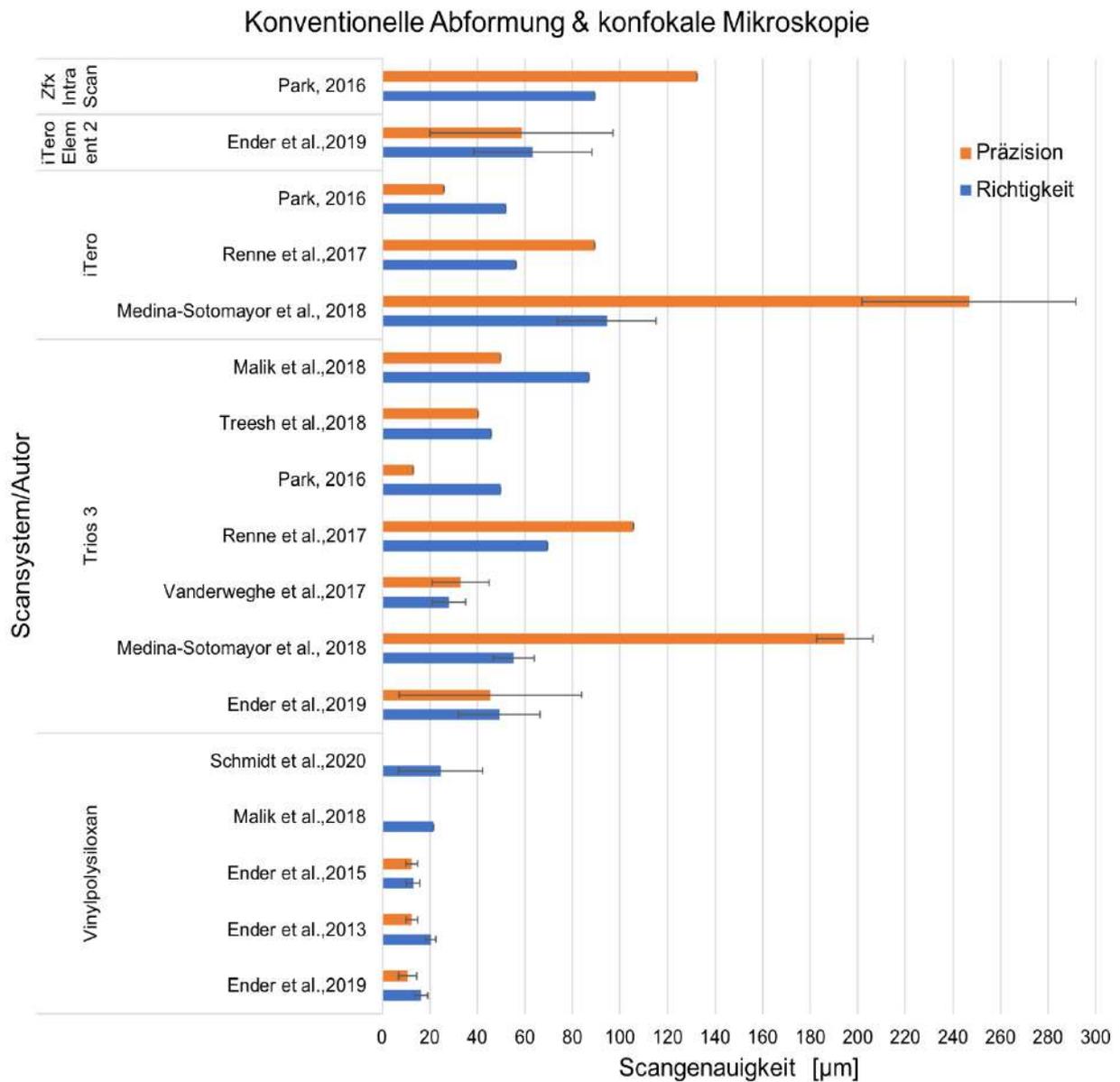


Abb. 11: Genauigkeit digital abgeformter Modelle mit Intraoralscannern nach dem Prinzip der parallelen konfokalen Bildgebung und Modelle nach der konventionellen Abformung mit Vinylpolysiloxan (Eigene Abbildung)

Aktive optische Triangulation & Stereofotogrammetrie

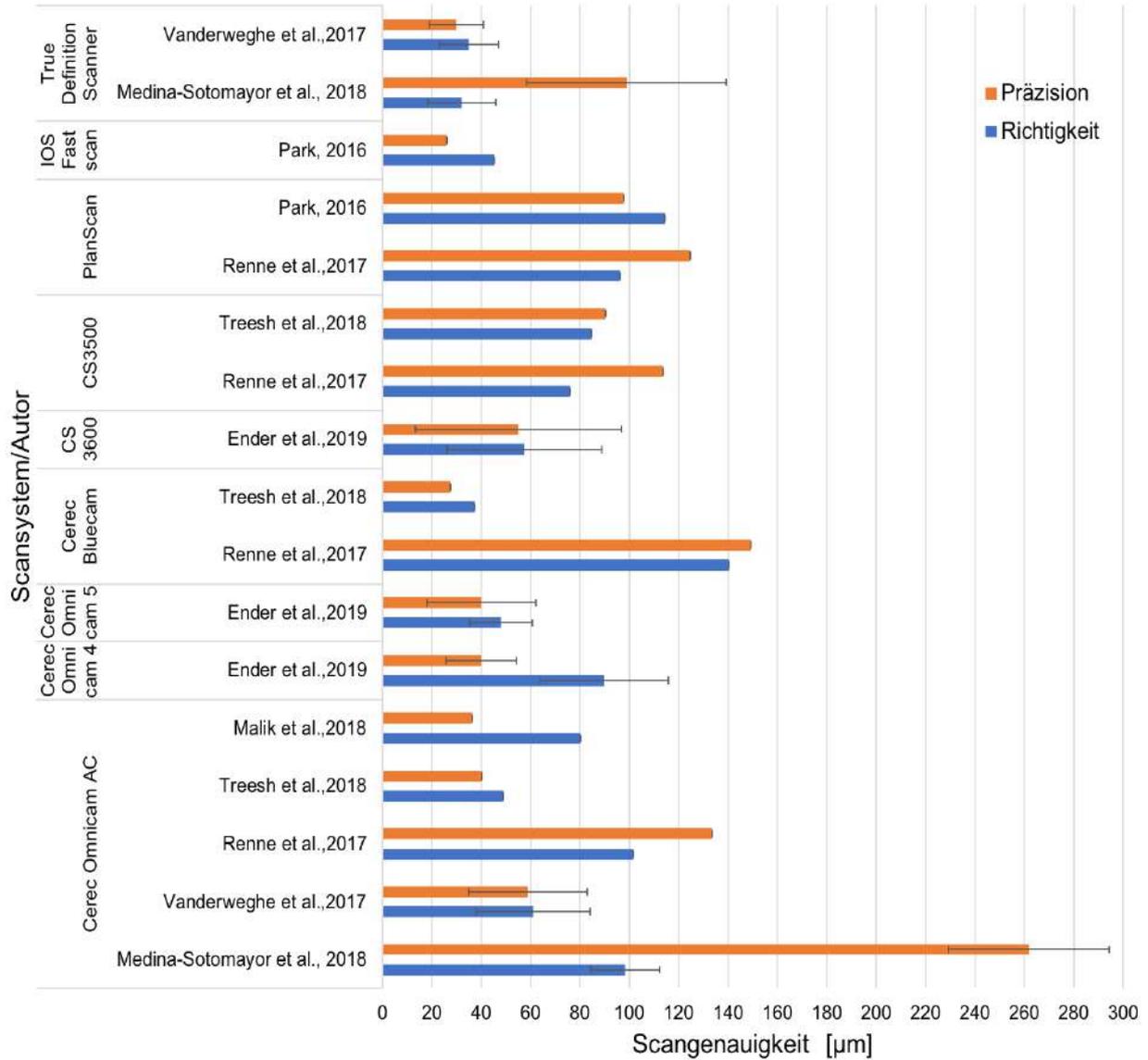


Abb. 12: Genauigkeit digital abgeformter Modelle mit Intraoralscannern nach dem Prinzip der Stereofotogrammetrie und der aktiven optischen Triangulation (Eigene Abbildung)

Es ist zu erkennen, dass die aktive optische Triangulation (1.4.2.1) und konfokale Mikroskopie (1.4.2.2) die am häufigsten verwendeten Methoden sind. Die Genauigkeit der Intraoralscanner ist nicht in Frage zu stellen, dennoch muss berücksichtigt werden, dass die aufgelisteten Ergebnisse unter unterschiedlichen Gegebenheiten in-vitro entstanden sind. So ist die Genauigkeit von verschiedenen Faktoren wie der Scantechnologie, Software und Scanstrategie beeinflusst (Aswani et al., 2020). Patientenspezifische Faktoren wie Kieferbewegungen, Speichel, Weichgewebe, anatomische Begrenzungen tragen jedoch auch wesentlich zur Genauigkeit bei, bleiben hier aber unberücksichtigt.

Die konventionellen Abformungen (1.3) zeigen bei Ganzkieferabformungen eine höhere Genauigkeit (Ender et al., 2016). Daher wird zum aktuellen Zeitpunkt noch die konventionelle Abformung bei Ganzkieferdarstellung empfohlen (Ender und Mehl 2013, 2015; Ender et al., 2016; Patzelt et al., 2014). Zusätzlich scheint die Scanstrategie bei der Führung des Intraoralscanners einen Einfluss auf die Genauigkeit des digitalen Modells zu haben (2.1.3) (Müller et al., 2016). Anhand der in Abb. 11 und Abb. 12 aufgelisteten Genauigkeit der unterschiedlichen Abform- und Scansysteme, scheint die Präzision und Richtigkeit der Intraoralscanner vielversprechend und mit herkömmlichen Methoden vergleichbar. Doch unter Berücksichtigung, dass sie in In-vitro Umgebungen bessere Werte erzielen, sind sie immer noch anfällig für Ungenauigkeiten (Aswani et al., 2020).

1.6 Ziel der Arbeit

Ziel der Studie ist eine vergleichende Analyse der korrekten Zuordnung analog abgeformter Situationen mit der Zuordnung digital abgebildeter Kiefermodelle. Durch Digitalisierung der zuvor hergestellten Gipsmodelle soll die vertikale Differenz zu der intraoral gescannten Situation ermittelt werden, um das Maß des okklusalen Fehlers zu bestimmen. Dabei werden entstehende Fehler durch analoge und digitale Zuordnung untersucht, mit der Fragestellung, ob die übertragene Kontaktsituation auf den Modellen mit der im Mund übereinstimmt. Fehler können durch die anatomischen Gegebenheiten und Deformation insbesondere des Unterkiefers verursacht, als auch verfahrenstechnisch begründet sein. Während des analogen und digitalen Abformvorgangs, sowie bei der Umsetzung der Modelle können Fehlerquellen auftreten, die aber nahezu nicht vermeidbar sind.

Das jeweilige Ausmaß der Fehler auf die spätere Modellsituation oder auch Restauration lässt sich daher nicht klar definieren. Die Anzahl der Quellen summieren sich und verstärken den Fehler. Durch die Abbildung der Kiefer mittels Intraoralscanner können bestimmte Arbeitsschritte umgangen werden, mit der Folge, Fehlerquellen zu reduzieren oder gar auszuschließen. Dennoch nutzen nur wenige Zahnärzte diese Art des digitalen Workflows und korrigieren verfahrensbedingte Fehler und anatomische Abweichungen bei der konventionellen Zuordnung durch das Anwenden eines Kontaktpunktprotokolls. Es stellt sich die Frage, ob durch Abformung mittels Intraoralscanner eine andere Zuordnung des Unterkiefers zum Oberkiefer erfolgt. Diese Hypothese ergibt sich, da ein Durchdringen der Zähne bei Zuordnung der intraoral abgeformten Situationen bei maximaler Interkuspitation im Virtuellen erkennbar ist. Auch ist zu untersuchen, ob die Stärke der Durchdringung der Zähne von der Größe der abzuformenden Situation abhängig ist.

Während die gängige Zuordnung eines funktionsgesunden Gebisses ohne oder mit einem Durchbissregistrat erfolgt und durch Erstellen eines Okklusionsprotokolls Korrekturen der Kontaktpunkte, die in Folge verfahrensbedingter Fehler und der Elastizität des Kiefers entstehen, korrigiert werden, ist bei digitaler Zuordnung dies nicht umsetzbar.

Daher ist ein Vergleich der idealen vertikalen Dimension durch Einschleifen nach Okklusionsprotokoll mit der vertikalen Relation, die man nach digitalem Abdruck mittels eines Buccalscans erreicht, zu machen.

In-vivo werden an funktionsgesunden und vollbezahnten Probanden konventionelle Abformungen mit Hochpräzisionsmaterial und digitale Abformungen mit dem Planmeca Emerald Scanner durchgeführt. Mittels eines Referenzscan der aus den Silikonabformungen erstellen Typ IV-Gipsmodelle, wird durch Überlagerung und Vermessung der Intraoralscans und der virtualisierten Modelle die Differenz anhand festgelegter Messpunkte berechnet.

Fehler analoger Zuordnung spiegeln sich in der Einschleifmenge nach dem Okklusionsprotokoll wider, sodass die Gipsmodelle vor und dem nach Einschleifvorgang extraoral gescannt und überlagert werden. Fehler digitaler Zuordnung lassen sich durch vergleichende Analyse der korrekten Zuordnung analog abgeformter Situationen mit der

Zuordnung digital abgebildeter Kiefermodelle bestimmen. Es ergibt sich die primäre These, dass die gemessene Differenz beim konventionellen Einschleifen den beim Intraoralscan durchgedrungenen Anteil der digitalen Abformung nach Zuordnung durch den Buccalscan entspricht. Auch wird der Einfluss der jeweiligen Buccalscans auf die Ganzkieferposition und Stärke der Verschränkung ineinander untersucht. Dabei ist zu überprüfen, ob Fehler im digitalen Workflow zu einem generalisierten Verzug des Scans führen, oder lokale Auffälligkeiten messbar sind.

Aufgrund des Einflusses der Datenmenge auf die intraorale Scengenauigkeit werden nicht nur Ganzkieferscans verglichen, sondern auch Quadrantenscans aufgenommen. Dabei werden folgende Einzelpunkten untersucht:

- Analoge Ganzkieferabformung vs. Digitale Ganzkieferabformung
- Analoge Ganzkieferabformung vs. Digitale Quadrantenabformung des Kiefers
- Digitale Quadrantenabformung des Kiefers vs. Digitale Ganzkieferabformung

Die Untersuchung beinhaltet sowohl den Vergleich der Ganzkieferscans als auch der Quadrantenscans miteinander, um den Einfluss unterschiedlicher Scannvolumina auf die vertikale Dimension zu vergleichen. Zudem wird die Abhängigkeit der Durchdringung von einem beziehungsweise zwei intraoral aufgenommenen Buccalscans analysiert, mit Klärung der Kernfrage, ob die Verschränkung der digitalen Modelle durch Zuordnung nach den Buccalscans mit der Einschleifmenge übereinstimmt.

2. Material und Methoden

2.1 Material

Im Rahmen der Dissertation werden zahlreiche zahnärztliche Werkstoffe verarbeitet, Kleinrechnungsaktive Softwareprogramme und eigen modifizierte Softwareapplikationen entwickelt und verwendet. Aus Gründen der wissenschaftlichen Nachvollziehbarkeit werden die wesentlichen Materialien, Softwares sowie methodischen Grundlagen dargestellt.

2.1.1 Datenerfassung in CAD

Die Möglichkeiten der Datenerfassung durch digitale Abformung erneuern und verbessern sich in einer rasanten Geschwindigkeit. Allein die Zahl der angebotenen Systeme hat in den letzten Jahren stark zugenommen. Dabei steht der digitale Workflow erst am Beginn seiner Umsetzungsmöglichkeiten. Entscheidend für die Weiterverarbeitung der Datenerfassung ist das Wechseln der Offenheit der Datensätze zwischen analogen und digitalen Herstellverfahren sowie die Austauschfähigkeit der Daten mit anderen Softwareprogrammen (Baresel, 2019). Während Ersteres durch Chairside- und Labside-Verfahren möglich ist, so ist Zweiteres von den Formatierungs- und Archivierungsmöglichkeiten der Softwares abhängig. Die virtuellen Daten können in unterschiedlicher Art gespeichert werden (Tapie et al., 2015):

- Punktwolke
- Datennetz (Standard Tessellation Language „STL“)
- Datennetz (Non-Uniform Rational Basis Spline „NURBS“)

Der digitaler Datensatz kann als eine Punktwolke betrachtet werden, dem jeden einzelnen Punkt ein X-, Y- und Z-Wert zugeordnet wird. So ist es möglich, die Daten als eine Textdatei zu speichern (ASCII-Datei). Die Dichte der Punktwolke bestimmt die Präzision. Jedoch sinkt die Detailtreue, je häufiger eine Situation erfasst wird. Die Punktwolken addieren sich. Anhand der Scanzeit und der Scanareale entstehen so große Datenmengen, die kaum weiterverarbeitet werden können (Renne et al., 2017). Zudem werden den Punktwolken Graustufen zugeordnet; eine Oberfläche entsteht aber nicht. Werden die Punkte jedoch zu „Dreiecken“ verbunden, reduziert sich die Datenmenge bei

gleichzeitiger Umwandlung in eine Oberfläche. Der durch Triangulation entstandene STL-Datensatz reduziert so Messunsicherheiten, steigert aber auch Fehlerquellen mit Verlust von Präzision und Originaltreue (Luthardt et al., 2007; Schweiger und Kieschnick, 2017). Das STL-Format ist eine gängige Verarbeitungsmöglichkeit, mit der die Daten weiterverarbeitet werden. Unabhängig vom Hersteller sind auch andere Datenformate möglich, welche aber nur mit dem jeweiligen Scansystem kompatibel sind (Mehl et al., 1997). Zur Konstruktion der Restauration muss der Datensatz als parametrisches Modell betrachtet werden. Hierzu gehört das NURBS. Sie entsprechen einer polynomiale Basisfunktion, die einen Flächenpatch darstellt. Mehrere solcher Flächenpatches mit Kurvenkontinuität ergeben eine vollständige Darstellung des CAD Modells, welches nun aufgrund der Flexibilität zur Konstruktion von Restaurationen genutzt werden kann. Die fertige „digitale Konstruktion“ wird im nächsten Arbeitsschritt an die Produktionseinheit übergeben (Tapie et al., 2015).

2.1.2 Emerald von Planmeca

Planmeca Oy wurde 1971 gegründet und besitzt ein großes Produktspektrum, zu dem auch das CAD/CAM System mit Planmeca Emerald gehört. Der Intraoralscanner wurde erstmals auf der IDS 2017 präsentiert. Schon 2019 folgte eine verbesserte Vision mit dem Emerald S. Die Funktionsweise des Scanners entspricht der aktiven optischen Triangulation. Zudem findet der Scan in Echtfarbe statt. Die Farbeninformationen sind möglich durch die Projektion des Streifenlichtmusters in verschiedenen Wellenlängen. Dazu wird rotes, grünes und blaues Licht auf die zu scannende Oberfläche projiziert. Rotes Laserlicht liefert eine höhere Lichtintensität und ist damit auch bei dunklen Oberflächen besser geeignet, da es weniger stark verschluckt und ausreichend reflektiert wird. Das blaue Licht dringt im Gegensatz zum roten nicht in das Messobjekt ein und bildet einen scharfen Punkt bzw. eine scharfe Linie ab. So können organische oder semitransparente Objekte vermessen und die Darstellung und Analyse von Zahnstrukturen und Gingivatextur ermöglicht werden.

Zu den weiteren Eigenschaften des Emerald gehören (Zimmermann, 2017; Planmeca, 2020):

- Bessere Unterscheidung zwischen Zahnfleisch- und Zahnstruktur bei Festlegung der Präparationsgrenze aufgrund der Helligkeitsgrade durch die Farbinformation
- Erstellen von Okklusionsprotokollen nach Markieren der Okklusionskontakte, welche zur Konstruktion der Restaurationen hinzugezogen werden können
- Sofortige Herstellung der Restauration mit dem CAD/CAM-System Planmeca FIT
- Videoaufnahmeverfahren ermöglicht über 36 3D Datensätze pro Sekunde
- Importe und Exporte in STL-Datei, sowie Exporte in PLY-Format
- USB 3.0 Anschluss mit Integration des IOS in Behandlungseinheiten, oder am PC
- Ein TiO₂ Puder zur Mattierung der Oberfläche ist nicht notwendig
- Unterschiedliche Scanspitzengrößen für interproximale Bereiche und Platzmangel gerade bei Kindern und im Seitenzahnbereich
- Karieserkennung mit Cariosity-Tip

Mit der direkten intraoralen Scanmethode kann der Arbeitsprozess sofort nach Behandlung gestartet werden. Der Scan einzelner Zähne dauert wenige Sekunden. Für den Kiefer wird eine Scandauer von 1-2 Minuten angegeben. Mittels Buccalscan kann die digitale Bissnahme in die Prozesskette mit eingebunden werden. Durch die Videoaufnahme ist eine Kontrolle des Scans in Echtzeit möglich. Bei Bedarf kann so schnell nachgescannt oder Korrekturen durchgeführt werden, ohne dass die gesamte Abformung wiederholt werden muss.



Abb. 13: Emerald™ Intraoralscanner von Planmeca (Eigene Aufnahme)

2.1.3 Scanstrategie bei Full-Arch Scans

Die Genauigkeit des Scans ist wesentlich abhängig von der Scanstrategie. Darunter versteht man bestimmte Bewegungsmuster, die über die Oberfläche geführt werden, um ein möglichst genaues Modell zu erzielen. Entscheidend ist, dass die Einzelaufnahmen ausreichend präzise überlagert werden. Dazu muss die Scanspitze möglichst parallel zu der aufzunehmenden intraoralen Oberfläche geführt werden. So ist die Datenaufnahme im optimalen Tiefenschärfebereich des Scanners möglich. Verändert sich der Winkel zur abzuformenden Oberfläche, werden sie nicht mehr im optimalen Tiefenschärfebereich dargestellt und unscharfe Bereiche mit unkorrekter Größenwiedergabe entstehen (Keul und Güth, 2020; Ender und Mehl, 2013). Daher soll auch der Abstand zwischen Scanspitze und abzuformender Oberfläche nicht zu groß sein. Wie auch bei der konventionellen Abformung ist eine richtige Trockenlegung der Situation entscheidend für eine möglichst geringe Abweichung zur tatsächlichen Situation. Grund für Ungenauigkeiten ist der Brechungsindex von Flüssigkeiten. Der Feuchtigkeitfilm auf der Zahnoberfläche bricht den eintreffenden Lichtstrahl an der Grenzfläche der Feuchtigkeit und wird nicht an korrekter Stelle auf dem Sensor abgebildet. Das Bild wird unscharf abgebildet (Kurz et al., 2015).

Außerdem können nur Strukturen dargestellt werden, die sichtbar sind. Darstellungen subgingivaler Bereiche sind daher erschwert. Voraussetzung ist ein optimales Gingiva Management mit deutlicher Begrenzung zwischen Zahnoberfläche und Zahnfleisch. Durch Retraktionsfäden und Adstringenzen können Blutungen gestoppt, der Sulkus geöffnet und der Bereich optisch dargestellt werden (Keul und Güth, 2020). Für die unterschiedlichen Scansysteme mit verschiedenen Aufnahmeprinzipien und Datenverarbeitungsalgorithmen existieren firmenspezifische Scanstrategien (Müller et al., 2016).

So ergibt sich für die Abformung mit Emerald folgende Strategie (Abb. 14):

- Scanner in mesio-distaler Richtung ansetzen und von dem okklusalen Referenzpunkt (Regio erster Molar) nach distal scannen
- Anschließend von distal in Richtung Front scannen, Kamera schwenken und parallel zu der Inzisalkante abformen
- Kamera erneut schwenken und wieder in mesio-distaler Richtung den korrespondierenden Quadranten okklusal scannen
- Über die Vestibulärfläche auf die andere Quadrantenseite zurück scannen
- Kamera nach lingual schwenken und Lingualflächen abbilden

Bei den Lateralscans den Patienten zusammenbeißen lassen und den Scanner auf Höhe des ersten Oberkiefermolaren fokussieren, bis der Oberkiefer automatisch zugeordnet wird. Anschließend die Scanspitze auf gleicher Höhe im Unterkiefer fokussieren, sodass auch hier der Unterkiefer dazu gesnapt wird (Planmeca, 2020).



Abb. 14: Die Positionierung des Emerald™ erfolgt in mesio-distaler Achse und folgt beim Scanvorgang dem Zahnbogen (Planmeca, 2020)

2.1.4 Zirkozahn Scanner S600 ARTI

Die 2005 gegründete Firma Zirkozahn ist spezialisiert auf die zukunftsorientierte Arbeit in Zahntechniklaboren. Diese beinhaltet die extraorale Digitalisierung mittels Laborscansystemen. Das Labside-Konzept (1.4.1.1) ist in der Lage, konventionelle Abformungen oder Gipsmodelle zu scannen, und stellt die heute immer noch die am häufigsten verwendete Einstiegsmethode in die CAD/CAM-Fertigungskette dar (Ender und Mehl, 2013; Quaas et al., 2007). Erwähnt sei jedoch, dass die konventionelle Abformung die Basis der indirekten Digitalisierung bleibt und daher potenzielle Fehlerquellen beinhalten und vervielfacht werden können. Andererseits ergibt sich durch die Verwendung von Tischgeräten die Möglichkeit, Unterschnitte und subgingivale Bereiche besser darstellen zu lassen. Zur Weiterverarbeitung der Scans sind Zirkozahn Softwares entwickelt worden, welche die Arbeit in das CAD/CAM Prozedere ermöglicht. Um die Situation in Okklusion darstellen zu können, werden nach Scanvorgang der einzelnen Modelle diese durch eine Modellhalterung oder im Artikulator erneut gescannt und zusammengefügt (Zirkozahn, 2020).



Abb. 15: Mittels Zirkonzahn Updater lassen sich die Zirkonzahn Softwareprogramme regelmäßig aktualisieren (Screenshot; Zirkozahn, 2020)



Abb. 16: Zirkonzahn Extraoralscanner S600 ARTI (Eigene Aufnahme)

Wie auch bei dem Emerald Scanner arbeitet Zirkonzahn mit der aktiven optischen Triangulation zur Digitalisierung. Weitere Eigenschaften sind:

- Komplette Zahnkranz- und Artikulatorsfans sind möglich. Dadurch können Artikulatoren im Scanner registriert und dessen Achsen vermessen werden, sodass die reelle Artikulatorsituation in Bezug auf den Gesichtsbogen im dreidimensionalen Software-Koordinatensystem übertragen wird.
- Optischer Streifenlichtscanner mit zwei hochauflösenden Hochgeschwindigkeitskameras und integrierter Farbscan- Option
- Hohe Scanpräzision: $\leq 10 \mu\text{m}$
- Daten-Import/Exportfunktion in STL-, OFF-, OBJ-, PLY-Formate
- Double-Scan-Funktion zum Scannen modellierter Gerüste
- Neben Abformungen und Kiefermodellen lassen sich auch Wax-Up, Veneers, Abutments, Bissregistrare und Bisschablonen scannen
- Scanbereich vor ungünstigen Lichtverhältnissen und Staubeinflüssen geschützt
- Positionieren des Scanmodells durch Laserpoint

Die einartikulierten Modelle werden zunächst einzeln auf einem magnetischen Fixator befestigt und können so auf die Basisplatte des Scanners aufgesetzt werden (Abb. 17). Ein Laser hilft zur korrekten Justierung der Modelle im Scanner, damit die zu scannende Fläche im optimalen Scanbereich liegt. Durch manuelle Justierung kann die Okklusionsebene auf Höhe des Lasers gebracht werden. Mittels der Scan-Software von Zirkonzahn wird nun der Scanvorgang initiiert, indem unter **Kiefer** die Auswahl als Oberkiefer und Unterkiefer des jeweils eingespannten Modells erfolgt. Durch mechanische Steuerung lässt sich der Fixator mit Modell so positionieren, dass unter sich gehende Bereiche auszuschließen sind. Anschließend folgt der Scanvorgang (Abb. 18). Der so entstandene primäre Scan kann geschnitten und durch gezielte mechanische Justierung der Modelle im Fixator durch weitere Korrekturscans vervollständigt werden, um möglichst jeden Bereich darzustellen (Abb. 19). Sind Ober- und Unterkiefer digitalisiert, folgt die Zuordnung der Modelle zueinander. Hierzu werden die Gipsmodelle im Artex-Artikulator eingespannt, dieser ebenfalls auf einem magnetischen Fixator befestigt und in den Scanner appliziert (Abb. 20). Durch **Adjustment** wird der vestibuläre Anteil von Ober- und Unterkiefer im Artikulator gescannt und die beiden digitalen Kieferanteile zueinander gematcht (Abb. 21). Das Matching erfolgt manuell, indem drei frei gewählte Referenzpunkte auf den digitalen Kiefern, mit denen auf dem Buccalscan übereinstimmen müssen (Abb. 22). Die Ganzkieferscans werden in den Overviewscan überlagert. Die Digitalisierung der Patienten in Okklusion ist damit abgeschlossen (Abb. 23). Um bei der weiteren Auswertung eine möglichst geringe Fehlerabweichung zu erzielen, wird der Scan vor einschleifen der Gipsmodelle dupliziert, sodass nach einschleifen nur der Unterkiefer und der Buccalscan erneut gescannt werden müssen. Die Position des Oberkiefers bleibt somit im Scanprogramm unverändert, lediglich der gescannte Unterkiefer wird durch das Einschleifen nach kranial verschoben. Aufgrund der starren Position des Oberkiefers im Modifier Programm erfolgt das Einschleifen nach dem Okklusionsprotokoll auch nur im Unterkiefer, um eine absolute Einschleifmenge messen zu können.

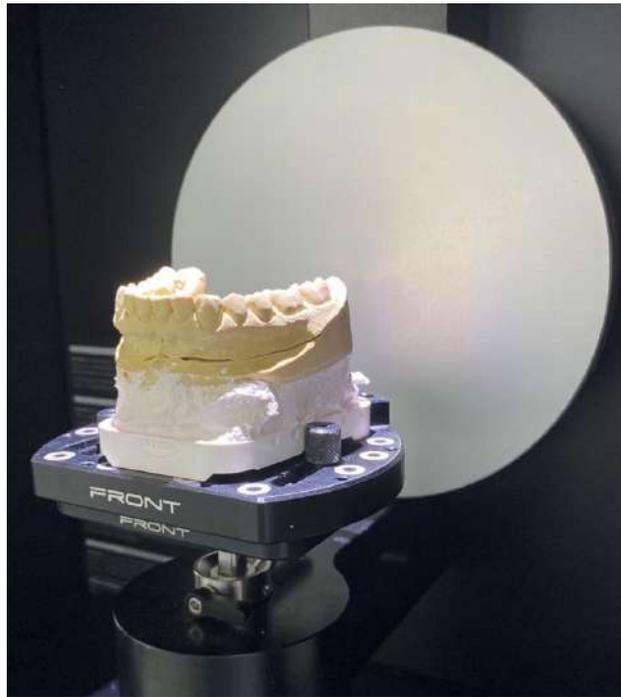


Abb. 17: Im Zirkonzahn Scanner S600 auf einem Fixator eingespanntes Gipsmodell (Eigene Aufnahme)



Abb. 18: Während des Scanvorgang sichtbares Streifenlichtmuster auf dem Gipsmodell (Eigene Aufnahme)

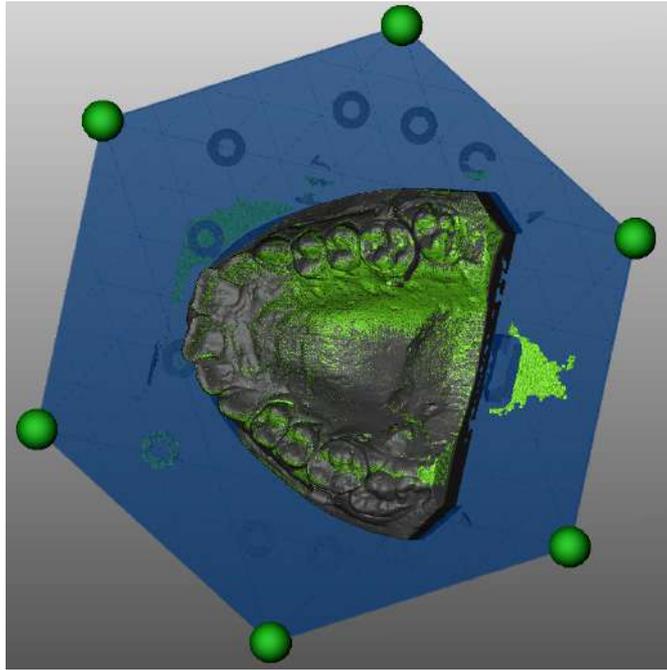


Abb. 19: Korrigierter Primärs캔 (grau: Primärs캔; grün: Scanoptimierung) (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)

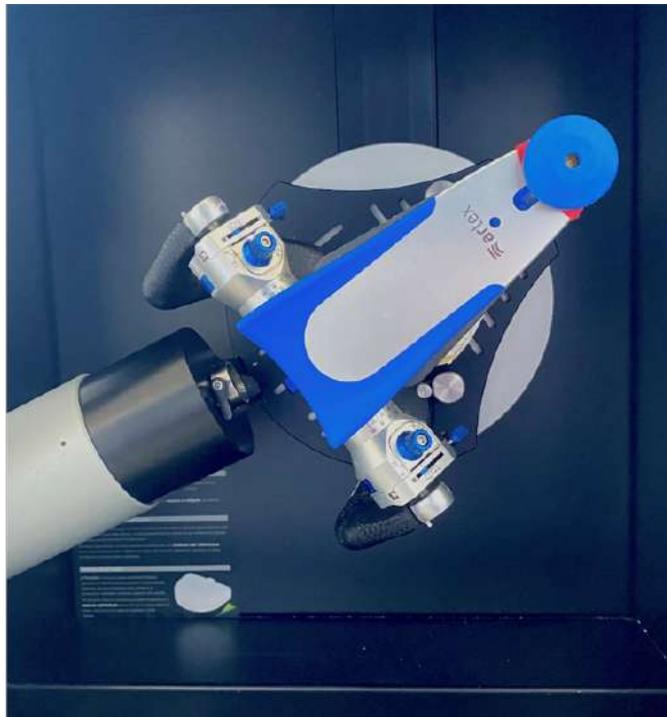


Abb. 20: Mittels Fixator in den Zirkonzahn Scanner eingespannter Artex CR Artikulator (Eigene Aufnahme)



Abb. 21: Buccalscan von der im Artikulator vorliegenden Kontaktsituation beider Ganzkiefer (links) und zuvor eingescannter Oberkiefer (rechts) (Eigene Aufnahme)

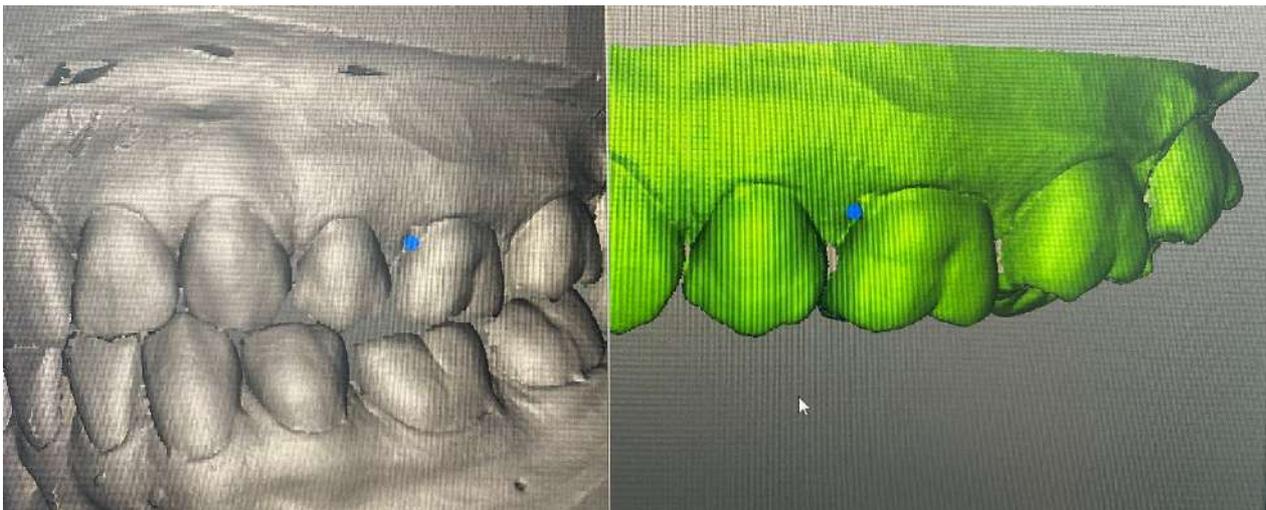


Abb. 22: Manuelle Zuordnung durch übereinstimmende Referenzpunktsetzung bei dem Buccalscan (links) und den zuvor gescannten Oberkiefer (rechts) (Eigene Aufnahme)

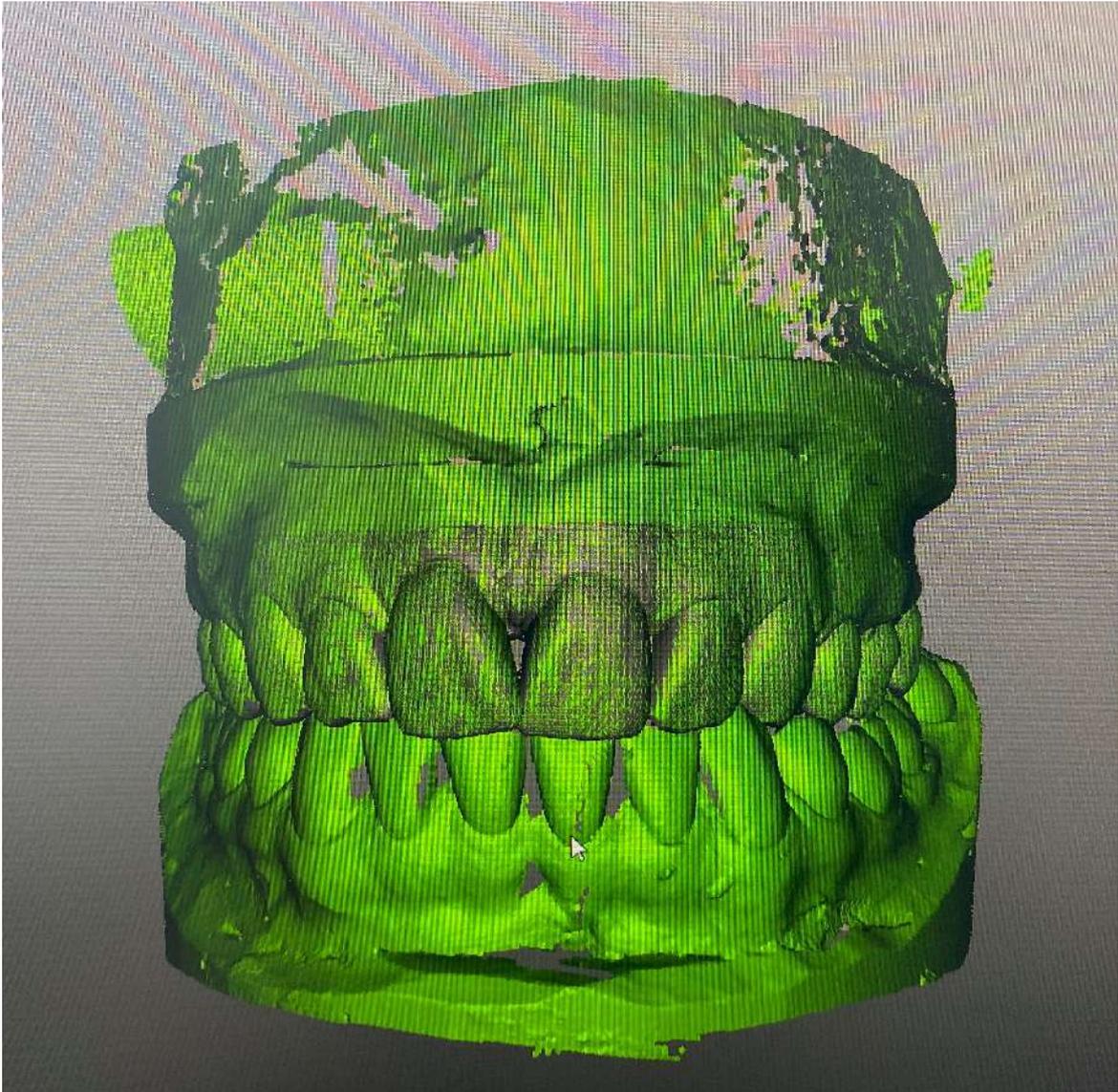


Abb. 23: Überlagerung des zuvor gescannten Oberkiefers (grau) mit dem Buccalscan (grün). Gleiches Vorgehen erfolgt mit dem Unterkiefer (Eigene Aufnahme)

2.1.5 Zirkonzahn.Modifier

Neben der Laborscansysteme von Zirkonzahn sind zahlreiche Softwaresysteme entwickelt, die ein Weiterverarbeiten von intraoralen und extraoral digitalisierten Modellen erlaubt:

„Zirkonzahn.Implant-Planner“ - Implantatplanung

„Zirkonzahn.Archiv“ - Archiv Software

„Zirkonzahn.Scan“ - Scan Software

„Zirkonzahn.Modellier“ u/o „Zirkonzahn.Modifier“ - CAD Software zur Modellation

„Zirkonzahn.Nesting“ – Zuschnitt Software

„Zirkonzahn.CAM“ - CAM-Software zur Fräsbahnberechnung

„Zirkonzahn.Fräsen“ - CNC Software zur Bearbeitung

„Zirkonzahn.Help“ - Hilfe Software

„Zirkonzahn.Updater“ - Update Programm

Mit Zirkonzahn.Modellier handelt es sich um ein offenes Softwaresystem, welches STL-Files von offenen Fremdsystemen einlesen kann. Somit lassen sich die STL-Scandaten von Planmeca, aber auch fertige Modellationsdaten importieren und weiterverarbeiten. Die eigentliche Modellationsfunktion wird durch Automatismen wie Präparationsranderkennung und Antagonistanpassung zur Herstellung von Zahnersatz unterstützt. Zirkonzahn.Modifier erweitert durch den virtuellen Artikulatorraum die Möglichkeiten in der Zahnaufstellungen. Die Ausführung von Teilbewegungen und Grenzbewegungen in der dynamischen Okklusion erlaubt die individuelle Modellation von Zahnersatz, Prothesenaufstellung und der Herstellung von Aufbissschienen (Zirkonzahn, 2020). Die für die Studie relevante Übertragung der analogen Situation von unbeschiffenen und beschiffenen Modell in einen virtuellen Artikulator ermöglicht den Bezug mit den STL-Dateien der Intraoralscans. Durch Ausrichtung der Frankfurter Horizontalen im virtuellen Artikulator wird eine Referenzebene festgelegt, welche die weitere Auswertung mit dem Zirkonzahn.Modifier Programm erlaubt.

2.1.6 Abformmaterial Silikon

2.1.6.1 Werkstoffkundlicher Hintergrund

Hochpräzisionsabformungen mit Abformmassen auf Silikonbasis stellen das Kongruent der digitalen Abformung dar. Silikone gehören zu der Gruppe der irreversiblen elastischen Massen. Dabei lassen sie sich in die kondensationsvernetzenden (K-Silikone) und additionsvernetzenden (A-Silikone) Silikone differenzieren. K-Silikone werden aufgrund erhöhter Kontraktion durch Freisetzung von Ethanol während der Polykondensation kaum noch verwendet. A-Silikon hingegen zeigen eine wesentlich bessere Lagerungsfähigkeit, da bei der Additionsvernetzung kein Kondensat und daher auch keine Polymerisations-schrumpfung zustande kommt. Dabei reagieren die terminalen Vinylgruppen des Polydimethylvinylsiloxan mit den Wasserstoffgruppen des Organohydrogenpolysiloxan. Durch die Ethenbindung bilden sich Siloxan-Makromoleküle. Als Katalysator der Polyaddition dient Hexachlorplatinsäure (Platinsalz) (Craig et al., 2006; Kappert und Eichner, 2008; Marxkors und Meiners, 2005).



Abb. 24: Additionsreaktion der Basis- und Katalysatormasse von A-Silikon

2.1.6.2 Eigenschaften

Die Polyvinylsiloxane stellen aufgrund ihrer Eigenschaften seit der Markteinführung in den 1970er Jahren den Goldstandard für die Genauigkeit von Abformungen dar. Die Dimensionengenauigkeit der additionsvernetzten Silikone liegt bei mehr als 99,8 % linear (Viohl, 1996; Craig et al., 2006). Entscheidend für die Dimensionengenauigkeit ist die Viskosität des Materials. Die Viskosität wird durch den anorganischen Füllstoffgehalt bestimmt und erlaubt so eine Gliederung der Abformmassen nach ihrer Konsistenz in knetbar (Putty), schwerfließend (Heavy Body), mittelfließend (Medium Body) und leichtfließend (Light Body) (Strub et al., 2011).

Je höher die Viskosität eines Abformmaterials, desto geringer ist die Polymerisations-schrumpfung und desto höher die Dimensionstreue (Chen et al., 2004, Lee und DeLong, 1995). Mit Zunahme der Viskosität sinkt jedoch die Detailgenauigkeit, weshalb Heavy Body und Light Body Materialien häufig kombiniert eingesetzt werden.

Mit der Dimensionsgenauigkeit geht das Rückstellvermögen einher. Dies beschreibt die Fähigkeit des Materials nach Deformation in seine Ursprungsform zurück zu kehren. Wird das elastische, reversible Rückstellvermögen überschritten, bleibt eine irreversible plastischen Deformation der Abformung (Wöstmann und Powers, 2009). Mit einem Rückstellvermögen von 99,5-99,95 % gehören die A-Silikone zu den am wenigsten plastisch de-formierenden Materialien (Marxkors und Meiners, 2005; Craig et al., 2006).

Wie erwähnt ist auch die Detailgenauigkeit von der Viskosität beeinflusst. Um nicht auf Kosten der Dimensionsgenauigkeit auf die Füllstoffe zu verzichten, sollten die Füllstoffe möglichst klein sein, um die Detailwiedergabe nicht zu reduzieren. So lassen sich Details in Abhängigkeit von der Konsistenz in der Größenordnung von 1-25 μm wiedergeben (Chee und Donovan, 1989; Derrien und Le Menn, 1995). Der limitierende Faktor der Genauigkeit ist jedoch die Kristallgröße von 15-25 μm der Modellgipse (Mandikos, 1998), oder die Genauigkeit der Intraoralscanner. Die Genauigkeit der konventionellen Abformung mit Vinylpolysiloxanen lassen sich aus der Abb. 11 entnehmen.

Die Abformmassen besitzen zudem die Fähigkeit der Thixotropie. Darunter versteht man die Fähigkeit unter Schubspannung die Viskosität zeitabhängig zu verringern und bei Belassen in einer Position wieder zur ursprünglichen Konsistenz zurückzukehren. (Chai und Pang, 1994; Martinez et al., 2001). Dies bringt den Vorteil, dass bei Abformung im Patientenmund das Material fließfähiger wird und an Details anfließen kann. Nach Einführen des Abformlöffels wird das Material standfester und verhindert ein Abfließen. Wie auch bei der digitalen Abformung führen Feuchtigkeit, Blut und Speichel zu Ungenauigkeiten in der Wiedergabe. Aufgrund Fehlens polarer Anteile in den Polysiloxanen sind die Silikone hydrophob. Daher ist eine sorgfältige Trockenlegung notwendig (Wöstmann et al., 1999). Im abgebundenen Zustand werden die Abformungen daher mit nicht-ionischen Tensiden präpariert, welche die Benetzbarkeit mit Gips für eine fehlerfreie Modellherstellung erhöht (Wöstmann und Powers, 2009; Craig et al., 2006; Bader und Setz, 1991).

Mit zunehmender Abbindezeit steigt die Viskosität des Silikons. Um jedoch Spannungen im Material möglichst zu vermeiden, ist darauf zu achten, dass der Abbindemechanismus verzögert stattfindet, damit die Aushärtung erst nach Verarbeitung und Positionierung des Abformlöffels erfolgt, um Verzerrung der Abformung zu vermeiden (Welker und Mehner, 1979). Durch Trennung der plastischen und elastischen Phase kann der Vernetzungsbeginn verzögert werden, sodass die Viskosität während der Verarbeitung möglichst konstant bleibt, danach jedoch die Aushärtung rasch erfolgt. Da die Verarbeitungszeiten von der Zusammensetzung der Silikone abhängig sind, liegen unterschiedliche Angaben der jeweiligen Hersteller vor.

2.1.6.3 Verarbeitung

Die Verarbeitungszeiten werden für Honigum Pro Mono Fast angegeben. Im Vergleich die Verarbeitungszeiten von Honigum Pro Mono (DMG, 2020):

Tab. 4: Verarbeitungszeiten Honigum Pro Mono (DMG, 2020)

Parameter	Honigum Pro Mono	Honigum Pro Mono Fast
Verarbeitungszeit (min)	2:45	1:30
Intraorale Verarbeitungszeit (min)	1:00	0:30
Mundverweildauer (min)	3:15	2:00
Dimensionsänderung (%) nach 24 h	0,40	0,40

Die Verarbeitungszeiten gelten bei Raumtemperatur von 23 °C und einer Luftfeuchtigkeit von 50 %. Höhere Temperaturen verkürzen, niedrige verlängern die Gesamtverarbeitungszeit. Mischbeginn wird ab dem Pasteneintritt in die Mischkanüle gemessen.

2.1.6.4 Inhaltsstoffe

Die Silikone setzen sich aus der Basismasse und der Katalysatormasse zusammen.

Tab. 5: Inhaltsstoffe additionsvernetzter Silikone (Reusch und Weber, 2002)

Basismasse	Katalysator
Hydrogensiloxane	Hexachlorplatinssäure
Anorganische Füllstoffe	Anorganische Füllstoffe
Pigmente/Aromastoffe	Pigmente/Aromastoffe
Silikonöl	Silikonöl
Vinylsiloxan	Vinylsiloxan
Hydrophilisierungsmittel	

2.1.6.5 Honigum Pro Mono

Das in der Studie verwendete additionsvernetzte Silikon Honigum Pro Mono der Firma DMG gehört zu den Monophasen-Abformmaterial und ist Teil der seit 1997 sich auf den Markt befindende Honigum-Produktreihe. Es zeichnet sich als Einphasenpräparat durch eine besonders hohe Standfestigkeit (7210 Pascal) bei geringer Scherung aus, welche bei Schubspannung aber eine erhöhte Fließfähigkeit annehmen kann (80 Pascal). Durch diesen großen Bewegungsspielraum ist eine detailgenaue Abformung mit nur einem Abformmaterial möglich. Weitere Eigenschaften sind:

- Gutes Anfließverhalten unter feuchten Bedingungen und verbesserte Hydrophilie
- Hohe Reißfähigkeit gewährleistet Entnahme der Abformung ohne Materialabriss
- Hohe Verarbeitungszeit bei geringer Abbindezeit und Mundverweildauer

Neben Honigum Pro Mono wurde auch Honigum Putty Rigid Fast genutzt. Dies wurde zuvor in Form von Stops medial und jeweils distal des Abformlöffels platziert und dient der Vermeidung des Durchdrückens der Abformung und der korrekten Platzierung des Abformlöffels nach Einführen mit Honigum Pro Mono. Honigum Putty Rigid Fast zeigt aufgrund des hohen Füllstoffgehalts eine sehr gute Dimensionstabilität und ein hohes Rückstellvermögen (DMG, 2020).

Tab. 6: Technische Daten von Honigum Pro Mono und Putty Rigid Fast (DMG, 2020)

Parameter	Honigum Pro Mono	Honigum Putty Rigid Fast
Mischzeit	maschinell	30 Sek.
Durchverformungsrest (%)	0,35	0,5
Verformung unter Druck (%)	2,8	1,7
Shore A Härte	56	70
Dimensionsänderung (%) nach 24 h	0,40	0,50

**Abb. 25:** Honigum Pro Mono und Honigum Putty Rigid Fast (Eigene Aufnahme)

2.1.7 Modellmaterial Gips

2.1.7.1 Werkstoffkundlicher Hintergrund

Zur Modellherstellung ist Gips eines der am häufigsten verwendeten Materialien. Dabei entstammt der natürliche Gips aus Rohgipsstein und Anhydritstein (Franz, 1981). Aufgrund seiner Unreinheit greift man bei der Modellherstellung jedoch zu synthetischem Gips. Dieser entsteht durch die Reaktion von Calcium mit Sulfationen von organischen Säuren wie Milch-, Zitronen-, Ameisen- und Weinsäure (Sailer, 1997). Durch Anwendung verschiedener Brennverfahren verliert der Gips 75 % seines Kristallwassers und bildet das Hemihydrat mit einem rhomboedrischen Kristallgitter (Borchers, 2005). Nach der Art des Brennverfahrens entsteht so feinkristallines β -Hemihydrat bei trockenem Brennen an offener Atmosphäre oder grobkristallines α -Hemihydrat bei nassem Brennen in den Autoklaven. Das α -Hemihydrat ist der Grundstoff für zahnärztliche Hart- und Superhartgipse. Bei der Zugabe von Wasser kommt es zu einer erneuten Rehydration und der ange-mischte Gips kristallisiert monoklin. Die bei der Dehydration erforderliche Energie zur Ab-spaltung des Wassers wird nun bei der Rehydration in Form von Wärme freigesetzt. Die Reaktion ist daher exotherm (Körper und Ludwig, 1993; Kuske, 2000). Da das Dihydrat eine geringere Dichte aufweist, findet beim Anmischen des Hemihydrats erst eine Kon-traktion statt. Erst bei fortschreitender Kristallisation wird die Kontraktion durch die wach-senden Dihydratkristalle gestoppt und es entsteht eine Gesamtexpansion von 0,06-0,6 % (DIN EN ISO 6873, 2000; Malchau, 2008).



Abb. 26: Exothermreaktion von Gips

2.1.7.2 Eigenschaften

Die zahnärztlich verwendeten Gipse können nach ihrer Abbindeexpansion, ihrer Druckfestigkeit und der Endhärte in vier verschiedene Typen eingeteilt werden (DIN EN ISO 6873, 2000; Hanser, 2001):

- I Abdruckgips
- II Alabastergips
- III Hartgips
- IV Superhartgips

Dabei sind die Eigenschaften des Gipses von der zugeführten Wassermenge, der Anmischzeit und der Kristallmorphologie abhängig. Wie erwähnt hat Wasser Einfluss auf die Expansion von Gips, welche sinkt bei gesteigerter Flüssigkeitszugabe. Dabei liegt die Menge des zugeführten Wassers zwischen 20 ml bei 100 g Gips (Typ IV) und 60 ml bei 100 g Gipspulver (Typ I). Ursächlich dafür ist die zerklüftete und poröse Struktur der β -Hemihydratkristalle, welche mehr Anmischwasser benötigen, um die Oberfläche zu befeuchten, während die α -Hemihydratkristalle aufgrund ihrer kompakten Struktur dichter zusammenliegen. Eine hohe Anmischmenge führt jedoch durch die Porenmorphologie zu einer Reduktion der Festigkeit und senkt die Qualität des Gipses (Kuske, 2000; Craig et al., 2006). So liegen die Dichte und die Härte des α -Hemihydrat höher. Die gedrungenen und glatten Kristalle liegen dichter aneinander und erzielen so eine Dichte von $2,76 \text{ g/cm}^3$. Die Dichte des β -Hemihydrats beträgt $2,63 \text{ g/cm}^3$ (Malchau, 2008). Zugleich ist auch die Endhärte von der höheren Anzahl der α -Hemihydratkristalle pro Volumen abhängig und erreicht für den Typ 4 Gips Werte um 120 N/mm^2 nach 24 Stunden Aushärtung. Folglich ergibt sich eine Druckfestigkeit über 35 N/mm^2 nach 24 Stunden (Hanser, 2001). Durch Zusatzstoffe wie Natriumsukzinat und Natriummalat kann die Endhärte sogar um das 4-5-fache gesteigert werden, indem die Kristalle kompakter angelagert werden. So wird weniger Wasser benötigt und vorhandene Hohlräume sowie die damit einhergehende Porosität niedrig gehalten (Hohmann und Hielscher, 2003). Das im Gefüge gebundene intrakristalline Wasser würde stöchiometrisch $18,6 \text{ ml}$ pro 100 g betragen. Damit aber eine Fließfähigkeit und eine Verarbeitung der Gipsmasse möglich ist, ist ein Überschuss von bis zu 80% mehr Flüssigkeit notwendig. Dieses interkristalline Wasser verdunstet während des Aushärtens über einen Zeitraum von einer Woche wieder (Caeser, 1993;

Malchau, 2008). Dadurch kommt es zu einer leichten Zunahme der Härte bei einer Reduktion des Gewichtes und der Expansion. Die Abbindeexpansion setzt mit der Erstarrung der Masse ein. Je nach Gipstyp erfolgt die Expansion variabel, abhängig von der Kristallmorphologie und Gipszusammensetzung. β -Hemihydrat zeigt mit seiner geringen Dichte, eine geringe Ausdehnung. α -Hemihydrat zeigt daher eine größere Expansion. Aufgrund der dichten Kristallform bleibt die Expansion trotzdem gering (Hohmann und Hielscher, 2003; Körber und Ludwig, 1993).

2.1.7.3 Verarbeitungszeiten

Die Verarbeitung von Gips kann manuell oder mittels Vakuumanmischbecher erfolgen. Um Fehlerquellen zu senken, ist die Anmischung im Vakuum mit destilliertem Wasser zu empfehlen. Dabei sollen Verarbeitungszeit und Wassermenge eingehalten werden. Eine Verlängerung der maschinellen Anrührzeit erhöht die Expansion und Härte. Bei Verkürzung der Anmischzeit unter Vakuum sinkt die Expansion (Wirz et al., 1990).

Aufgrund der Sättigung zu Dihydrat soll zudem eine Sumpfzeit berücksichtigt werden. Durch Übersättigung des Wassers an Dihydrat sinken die Kristalle, wodurch die Kontraktion kompensiert wird und das Kristallwachstum durch die Oberflächenspannung des Wassers begrenzt wird. Folgende Zeiten ergeben sich für die Verarbeitung von Gips (Malchau, 2008):

Tab. 7: Verarbeitungszeiten von Gips (Malchau, 2008)

Zeiten (min)	Vorgang
0:10	Ende der Gipseinstreuung in definierte Wassermenge
0:30	Ende der Sumpfphase
1:00	Ende der Mischung von Wasser und Gipspulver
4-5	Ende der Verarbeitung der plastischen Masse
10	Erstarrung des Gipses
25	Ende der Hydratation
30	Modellentnahme

2.1.7.4 Superhart Gips BonStone Super

Der in der Studie verwendete Modellgips gehört zu den Typ IV Gipsen (Abb. 27). Dieser wird als α -Hemihydrat im Autoklaven hergestellt. Durch Zugabe von Calciumchlorid wird die Oberfläche des Gipses reduziert, wodurch weniger Wasser nötig ist und die Abbindeexpansion geringgehalten wird (Hohmann und Hielscher, 2003). Der klassische Superhartgips der Firma Wiegmann Dental eignet sich zur Herstellung von Präzisions- und Meistermodellen aufgrund seiner Eigenschaften:

- glatte Oberfläche
- hohe Druck- und Biegefestigkeit
- hohe Härte und Kantenfestigkeit
- feinfließend
- ausreichende Erstarrungszeit
- kein Abrieb; dimensionsstabil
- splitterfreie Bearbeitung

2.1.7.5 Artikulationsgips BonArti M

Artikulationsgips setzt sich aus α - und β -Hemihydrat zusammen. Voraussetzung ist eine geringe Expansion, die ein exaktes Einartikulieren ermöglicht bei zügigem Aushärten. Aufgrund der geringeren Härte ist der Gips zwischen Typ II und III einzuordnen. Der Artikulationsgips wird in sahniger Konsistenz angemischt und besitzt eine geringe Verarbeitungszeit von 2-5 Minuten (Borchers, 2000; Höft, 1990; Sailer, 1997). Bei dem Artikulationsgips der Firma Wiegmann Dental handelt es sich um Typ II Gips mit folgenden Eigenschaften:

- sehr geringe Expansion
- cremige Konsistenz
- dimensionsstabil
- hohe Präzision

Tab. 8: Technische Daten des Wiegelmann Dental Gips (Wiegelmann-Dental, 2020)

Parameter	BonStone Super	BonArti M
Mischverhältnis Pulver:Wasser	100 g : 20 ml	100 g : 30 ml
Gießzeit ab Einstreuen	Ca. 4 Min.	Ca. 3 Min.
Abbindezeit ab Einstreuen	ca. 12 Min.	Ca. 4 Min.
Expansion (%) nach 24 h	Max. 0,08 %	Max. 0,06 %
Härte (Brinellhärte) nach 24 h	>280 N/mm ²	>50 N/mm ²
Druckfestigkeit nach 24 h	>60 N/mm ²	
Anmischzeiten	Vakuum: 30 sec. Manuell: 60 sec.	Vakuum: 15 sec. Manuell: 30 sec.

Eine trockene Lagerung wird für optimale Ergebnisse vorausgesetzt (DIN EN ISO 6873, 2000; Wiegelmann, 2020).

**Abb. 27:** Oberkiefermodell aus BonStone Superhartgips (Eigene Aufnahme)

2.1.8 Bissregistrierungsmaterial

2.1.8.1 Eigenschaften

Das Registriermaterial dient hauptsächlich der Zuordnung der Kiefer in maximaler Interkuspitation, wenn eine optimale Verschlüsselung nicht gesichert ist. Wie unter 2.1.6 beschrieben sind die Registriermaterialien auf Silikonbasis die bevorzugte Wahl. Genutzt werden Vinylpolysiloxane (Futar D; Abb. 28) sowie Polydimethylsiloxane (Registrado). Von dem in der Studie verwendeten Material Futar D werden hohe Anforderungen gesetzt und erfüllt (Nave, 2000; Meintrup, 2002):

- ausreichende Verarbeitungszeit zur Führung des Unterkiefers in MI
- schnelle Abbindezeit zur Vermeidung langandauernder Haltung unangenehmer Kieferpositionen
- standfeste Konsistenz zur Vermeidung von verlaufendem Registriermaterial
- leichte Fließfähigkeit unter mechanischer Belastung (Thixotropie) um dem Kieferschluss kein Hindernis entgegenzusetzen
- nach dem Abbinden ein starres und formstabiles Verhalten, um ein Federn der aufeinandergesetzten Modelle beim Einartikulieren zu verhindern
- hohe Wiedergabegenauigkeit des Höcker-Fissurenreliefs, um eine präzise Modellzuordnung zu ermöglichen
- eine gewisse Unschärfe in der Abbildung kleinster Details wie Parafissuren oder scharfer Kanten, da sie zu Abweichungen der Modelle führen können
- einfaches Handling bezüglich des Anmischens und Applizierens
- ausreichenden Dimensionsbeständigkeit, da Registratnahme und Modellmontage zeitlich versetzt stattfinden

2.1.8.2 Verarbeitungszeit

Die Verarbeitungszeiten werden für Futar D angegeben. Im Vergleich die Verarbeitungszeiten von dem in der Studie verwendeten Futar D Fast.

Tab. 9: Verarbeitungszeiten von Futar D (Kettenbach Dental, 2020)

Parameter	Futar D	Futar D Fast
Verarbeitungszeit (sec)	30	15
Mundverweildauer (sec)	90	45
Gesamtabbindezeit (sec)	120	60
Shore- D-Härte	43	43

2.1.8.3 Futar D Fast

Das von der Firma Kettenbach Dental auf den Markt gebrachte Bissregistriermaterial Futar D ist eines der Ersten auf dem Markt mit einer Shore-D-Härte von 43. Dies entspricht einer Härte von Thermoplastischen Vulkanisaten (TPV) mit einer Härte von D 40-51. Diese Härte ist entscheidend zum Fräsen und Beschneiden des Materials. Durch die geringe Elastizität wird ein Federn bei der Zuordnung der Modelle mittels Futar verhindert. 2004 wurde die schnellabbindende Variante auf den Markt gebracht und erlaubt eine schnelle Verarbeitung bei gleichbleibender Härte (Kettenbach Dental, 2020). Das magentafarbene Material wird aus einer Kartusche mittels Einmal-Mischkanüle auf die Zahnflächen aufgetragen. Auch kann es als Futar D Scan mittels intra- oder extraoraler Scanner digitalisiert werden. Entscheidend dafür sind Pigmente in dem Material, welche das Registrat aufhellen und den Kontrast erhöhen. Zu diesen gehört Zirkonoxid beschichtetes Titandioxid (Teilchengröße 0,24 µm). Als kontrastliefernde Pigmente wird Graphitpulver verwendet (Suchan et al., 2008).

2.1.9 Artex CR Artikulator

2.1.9.1 Funktionsprinzip

Die in der Studie erstellten Gipsmodelle wurden mittels Durchbissregistrator in den Artex CR Artikulator mittelwertig einartikuliert. Dies bedeutet, dass der Unterkiefer anhand anatomischer Referenzpunkte im Artikulator korrekt positioniert und anschließend der Oberkiefer zugeordnet wird. Zu den Referenzpunkten gehören:

- Bonwill-Dreieck (durchschnittliche Kantenlänge von 10 cm)
- Kauebene
- Balkwill-Winkel (Winkel zwischen Bonwill-Dreieck und Kauebene)

Bei dem Artex Artikulator (Abb. 29) handelt es sich um einen kiefergelenkbezogenen Artikulator, welcher mit künstlichen Gelenken die Führung des Unterkiefers nachbildet. Als Arcon Artikulator befinden sich die Kondylarkugeln an dem unteren Geräteteil, welcher starr bleibt, sodass der obere Geräteteil die eigentlichen Unterkieferbewegungen ausführt. Die Führung erfolgt mittels Führungsstift und ist geeignet für eine Front-Eckzahn- oder Gruppenführung. Dabei übernimmt der Inzisalteller die Funktion der Palatinalflächen oberer Frontzähne und führt die Bewegungen des Führungsstifts, der in seiner Funktion den geführten unteren Frontzähnen entspricht. Der teiljustierbare Artikulator setzt die gelenkbezügliche Modellmontage zur Frankfurter Horizontalebene mittels Gesichtsbogen voraus (Strub et al., 2011). Diese anthropologische Ebene wird durch den linken Orbitaunterrand und die beiden Porion-Punkte bestimmt. Die Kauebene verläuft zu ihr mit dem Balkwill Winkel von 20°-25° abfallend. Die Frankfurter Horizontale eignet sich als Übertragungsebene, da die Porion-Punkte den arbiträr bestimmten Achsenpunkten entsprechen oder nur geringfügig abweichen. Beim Artex-System hingegen werden die Gipsmodelle in Bezug auf die sogenannte Patienten Horizontale einartikuliert. Diese Ebene, gebildet durch die beiden Achsenpunkte und der Nasenspitze, verläuft bei horizontaler Blickrichtung horizontal und parallel zur Okklusionsebene (Girrbach, 1991).

2.1.9.2 Eigenschaften

Als volljustierbarer Artikulator sind Scharnier- und Gleitbewegungen umsetzbar. Dies setzt bestimmte Bewegungseinstellungen voraus, welche für den Artex CR Artikulator von Amann Girrbach gelten (Amann Girrbach, 2020). Die Inzisalstiftführung des Artikulators kann stark variieren und entweder über einen flachen Führungsteller oder einen konischen erfolgen. Gerade bei Verlust von Zähnen kann die Front-, Eckzahnführung durch den Führungsteller vorgegeben werden. Der Artex CR Artikulator hat einen Führungsteller mit einer maximalen Wölbung von 20° zur Horizontalen. Flache Führungsflächen dienen eher der Sicherung der vertikalen Dimension durch Abstützung.

Tab. 10: Bewegungsmaxima des Artex CR Artikulator (Amann Girrbach, 2020)

Technische Daten	Artex CR
Sagittale Kondylenbahnneigung	-20° bis +60°
Bennett Winkel	-5° bis +30°
Protrusion	0 – 6 mm
Retrusion	0 – 2 mm
Stufenlose Sideshift Funktion	0 – 1,5 mm pro Seite
Distraction zur Entlastung der Kiefergelenke	0 – 3 mm



Abb. 28: Futar D Fast von Kettenbach Dental (Eigene Aufnahme)

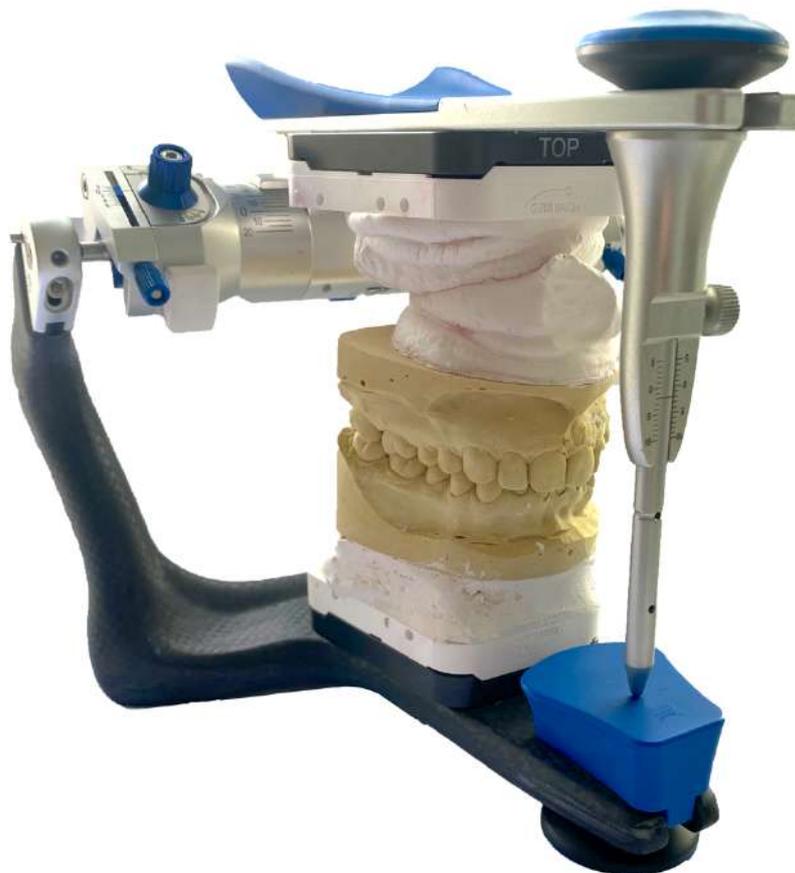


Abb. 29: Artex CR Artikulator von Girschbach (Eigene Aufnahme)

2.2 Methode

2.2.1 Untersuchungsdesign

In der beabsichtigten Studie werden die Daten von 53 vollbezahnten, allgemeinmedizinisch gesunden Probanden einbezogen. Darunter befinden sich 32 Frauen und 21 Männer im Alter zwischen 18 und 30 Jahren. Zur besseren Lesbarkeit bezieht sich das im Folgenden verwendete generische Maskulinum zugleich auf die männliche, weibliche und andere Geschlechtsidentitäten.

Mit Unterzeichnung der Einverständniserklärung sind die Probanden über den Ablauf und Risiken mittels der Probandeninformation sowohl schriftlich als auch mündlich aufgeklärt und bestätigen ihre Teilnahme an der Studie, gegen welche die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn keine berufsethischen oder berufsrechtlichen Bedenken erheben (Lfd. Nr 206/18). Studienbedingte Extrabehandlungen sowie Röntgenkontrollaufnahmen werden nicht durchgeführt. Die erhobenen Daten der monozentrischen, nichtinterventionellen Querschnittsstudie werden in pseudonymisierter Form gespeichert, archiviert und digital ausgewertet.

Teilbezahnte Patienten sowie Patienten mit herausnehmbarem Zahnersatz sind von der Studie ausgeschlossen. Ebenso dürfen Probanden mit kranio-mandibulären Dysfunktionen und Kiefergelenksbeschwerden nicht teilnehmen. Um funktionelle Auffälligkeiten des Kiefergelenks ausschließen zu können, werden die Patienten nach Zustimmung der Einwilligungserklärung nach den Kriterien des CMD Kurzbefunds nach Ahlers untersucht. Dieser beinhaltet folgende Untersuchungspunkte:

- Mundöffnung asymmetrisch
- Mundöffnung eingeschränkt
- Gelenkgeräusche
- Okklusale Geräusche
- Muskelpalpation schmerzhaft
- Exzentrik traumatisch

Mit dem CMD Kurzbefund wird keine eindeutige Diagnose gestellt, weder ersetzt es erweiterte Untersuchungen. Es liefert nur die Notwendigkeit, dass bei positivem Befund weitere Untersuchungen wie der klinischen Funktionsanalyse zu empfehlen sind (Ahlers und Jakstat, 2011). Durch Addition aller mit „Ja“ beantworteten Merkmale erfolgt die Auswertung. Bei zwei oder mehr positiven Merkmalen kann davon ausgegangen werden, dass eine vollständige klinische Funktionsanalyse zu behandlungsbedürftigen Diagnosen führen. Der Ausschluss von Patienten mit herausnehmbarem Zahnersatz und Teilbezahnung ist begründet in dem Verlust der Stützzonen und stabilen Okklusion, welche Voraussetzung für eine korrekte Zuordnung mit einem Durchbissregistrat in maximaler Interkuspidation ist. Zudem beeinflusst der Zahnersatz die Deformation des Unterkiefers bei Öffnungs- und Schließbewegungen (1.2.6) und erschwert den intraoralen Scan und die Zuordnung mittels Buccalscan.

Da neben dem intraoralen Scan eine konventionelle Abformung des Unter- und Oberkiefers mit Honigum Pro Mono und Putty Rigid Fast sowie ein Durchbissregistrat aus Futar D Fast genommen werden, darf der Proband keine Allergie gegen Silikonabformmaterial aufweisen. Dabei wird die allergische Reaktion hauptsächlich durch Kontakt mit dem Katalysator Hexachlorplatinsäure ausgelöst.

2.2.2 Ablauf der Studie

Bei negativem CMD Kurzbefund wird mit dem Intraoralscanner Emerald von Planmeca die intraorale Situation abgeformt. Mit Beginn im ersten Quadranten wird zuerst der Oberkiefer und anschließend der Unterkiefer gescannt. Da keine Titanoxidpulver aufgetragen wird, reicht eine relative Trockenlegung. Diese wird mittels Speichelsauger und Püster umgesetzt. Um ein möglichst großen Bewegungsspielraum ohne Beeinflussung der Wangenschleimhaut zu haben, wird diese mit einem Optragate abgehalten. Die Zunge kann während des Scans im posterioren Unterkieferbereich mit dem Mundspiegel oder dem Speichelsauger abgehalten werden. Die restlichen zu scannenden Bereiche stellen anatomisch geringere Hindernisse. Der Buccalscan wird auf Höhe der Referenzebene erfasst (Regio erster Molar). Dabei wird in diesem Bereich solange gescannt, bis der zuvor gescannte Ober- und Unterkiefer dazu gesnapt wird. Damit ist die digitale Abformung abgeschlossen.

Im zweiten Abschnitt erfolgt die Abformung der Ober- und Unterkiefersituation mittels Rim-Lock Löffel und Silikonmonophasenpräparates (Honigum Pro Mono) und durch Erstellung eines Durchbissregistrates aus Vinylpolysiloxan (Futar Fast) wird anschließend eine Zuordnung der Gipsmodelle im Artikulator ermöglicht.

Bei den Abformmaterialien handelt es sich um das Honigum Pro Mono mit dem zugehörigen Honigum Putty Rigid Fast. Das Putty Material wird manuell in einem 1:1 Verhältnis vermengt, zu einer homogenen Masse geknetet und in Form von Stops im Bereich der Inzisivi und dorsal des Rim-Lock Löffel positioniert. Die Erstabformung wird beschnitten und auf ihre Repositionsfähigkeit überprüft. Ziel der Erstabformung ist, dass mit dem Honigum Pro Mono eine zügige und korrekte Reposition des Abformlöffels erfolgen kann und ein Staudruck erzeugt wird, der zu einer Verbesserung der Detailschärfe führt und das Abformmaterial in schwer zugängliche Bereiche presst. Das Honigum Pro Mono wird maschinell vermischt und in den Rim-Lock Löffel gegeben. Nach Abformung wird das Durchbissregistrat aus Futar D Fast angefertigt, bevor das Okklusionsprotokoll erstellt wird. Die Kontaktsituation wird mit Okklusionspapier dargestellt und manuell übertragen.

Um weitere Verfahrensfehler möglichst gering zu halten, ist eine korrekte Modellherstellung und Zuordnung essentiell. Die Abformungen werden mit Superhart Gips ausgegossen und härten für sieben Tage aus, bevor sie einartikuliert werden. Das Gips wird mit destilliertem Wasser (Raumtemperatur 20 °C) in einem Vakuumanmischer mit dem Verhältnis von 100 g Gips zu 20 ml Wasser angemischt und in die Silikonabformung, welche zuvor mittel Silikonentspanner präpariert wurde, gegeben. Die Gipsmodelle werden mittelwertig einartikuliert. Dazu wird der BonArti M Gips verwendet, der in einem Anmischverhältnis von 100 g Gips zu 30 ml destilliertem Wasser manuell angemischt wird.

Im folgenden Arbeitsschritt werden die Gipsmodelle mit Hilfe des Zirkonzahn Scanner S600 ARTI erst einzeln digitalisiert, sodass im nächsten Schritt der Artikulator gemeinsam mit den Modellen in den Scanner appliziert werden kann und durch Buccalscan (Overview) die Zuordnung der digitalisierten Modelle zueinander erfolgt. Bei dem extraoralen Scanner erfolgt die Zuordnung durch manuelles Setzen von markanten Referenzpunkten auf den digitalisierten Modellen und dem Buccalscan, welche möglichst übereinstimmend sein müssen, um gesnapt zu werden. Durch Anfertigung des Okklusionsprotokoll kann die statische Okklusion nun nach diesem eingeschliffen werden. Die Notwendigkeit des Einschleifens ergibt sich aus verfahrensbedingten Fehlern während der

Modellherstellung. Ungenauigkeiten der Gipsmodelle und Abweichungen zur intraoralen Situation können zu Veränderungen der vertikalen Dimension führen mit der Folge von Passungenauigkeiten restaurativer Arbeiten, Störkontakten, bis hin zu Kiefergelenksproblematiken. Dabei sind die Abweichungen zur tatsächlichen Situation nicht zu verhindern, sondern summieren sich. Ein Ausgleichen durch ein anderes Gipsanmischverhältnis ist zum Beispiel nicht möglich. Um Fehlerquellen zu vermeiden ist daher eine korrekte Umsetzung der einzelnen Arbeitsschritte maßgeblich wie auch die Kontrolle und die möglichst hohe Übereinstimmung der Kontaktpunkte zur intraoralen Situation.

Auch bei dem digitalen Workflow können Fehlerquellen auftreten, die häufig unentdeckt bleiben. Diese lassen sich durch vergleichende Analyse der korrekten Zuordnung analog abgeformter Situationen mit der Zuordnung digital abgebildeter Kiefermodelle bestimmen. Durch die verschiedenen Messverfahren (2.2.4) wird der Einfluss folgender möglicher Fehlerquellen in Abhängigkeit der digitalen Ganzkiefer- und Quadrantensituation untersucht und diskutiert (4.1, 4.2).

Zu der digitalen Fehlerzuordnung tragen folgende Quellen bei:

- Oberkieferscan
- Unterkieferscan
- Overviewscan/Buccalscan
- Matchalgorithmus
- Absenkung der Modelle durch Softwarealgorithmus
- Scanvolumen (Größe des zu scannenden Areal)
- Datenmenge (Datendichte)
- Schwieriger transversaler Vergleich = IOS zu schmal
- Störendes Weichgewebe
- Bewegung des Patienten während der Abformung
- Speichelfluss und Trockenlegung
- Lichtreflexion
- Nicht korrekter Abstand und Winkel zwischen Scanner und Zahn
- Größe des Scankopfes
- Unter sich gehende Bereiche

Das Einschleifen der Modelle erfolgt im Fall der Studie nur im Unterkiefer, um die absolute Differenz der vertikalen Höhe, gebildet durch das Einschleifen und der daraus folgenden Senkung der Okklusionsebene, messen zu können. Wichtig ist, dass Vorkontakte entfernt werden, um die stabile Kontaktsituation im Mund wiederzugeben. Die Entfernung der Vorkontakte mit dem Skalpell erfolgt nach der Reihenfolge:
nichttragender Höcker -> Randleiste -> tragender Höcker

Nach Senkung der Okklusionsebene wird das eingeschliffene Unterkiefermodell erneut mit dem Zirkonzahn Scanner S600 ARTI gescannt und zu dem im ersten Ablauf gescannten Oberkiefer mittels neuem Overviewscan gematcht.

Im letzten Schritt wird mit dem Zirkonzahn Modifier Programm die Differenz der vertikalen Relationen gemessen. Dabei werden folgende Einzelpunkte untersucht:

- Analoge Ganzkieferabformung vs. Digitale Ganzkieferabformung in MI
- Analoge Ganzkieferabformung vs. Digitale Quadrantenabformung in MI
- Digitale Quadrantenabformung vs. Digitale Ganzkieferabformung in MI

Der Fokus wird auf die Zuordnung der analogen und digitalen Abformung gelegt. Hierzu werden die digitalen Ganzkiefer- und Quadrantenabformungen durch unterschiedliche Matchverfahren mit der unbeschliffenen Situation vermessen (2.2.4), die korrekte Zuordnung mittels Overviewscan beziehungsweise Buccalscan miteinander verglichen und die Genauigkeit der Matchalgorithmen untersucht.

2.2.3 Durchführung der wissenschaftlichen Studie

2.2.3.1 Bestimmung der relativen Einschleifdimension

Mit der Digitalisierung der Gipsmodelle ist eine Weiterverarbeitung der Scans mittels der Modifier Software von Zirkonzahn möglich. Die dabei eingeschliffenen und nicht eingeschliffenen Situationen werden in einem neuen Projekt als STL Datei ausgewählt. Ober- und Unterkiefer werden direkt in korrekt zugeordneter Okklusion importiert. Da die Artikulation und Digitalisierung mit dem Artex CR Artikulator erfolgt, findet die Distanzmessung auch mit diesem statt.

Hierfür lässt sich im Modifier Programm ein virtueller Artex CR Artikulator auswählen. Zusätzlich lassen sich die analogen Einstellungen des Artikulators auf die digitale Version übertragen. Um das mittelwertige Einartikulieren der Gipsmodelle auf die digitalen Modelle zu übertragen, werden diese wie folgt ausgerichtet (Abb. 30):

- Frontebene verläuft durch mesiopalatinale Höckerspitze beider ersten Molaren im OK
- Camper Ebene wird durch die Einkerbungen am Inzisalstift und der aufsteigenden Äste des Artikulators ausgerichtet
- Camper Ebene verläuft parallel zur Okklusionsebene
- Ausrichtung des Oberkiefers zur Okklusionsebene nach Gysi
- Frankfurter Horizontale verläuft bei einem Winkel von 8° und einer Mundöffnung von 0 mm durch die Kondylen (Kugelgelenk des Artikulators) und dem Inzisalstift mit 0 mm

Die analogen nicht beschliffenen Modelle, welche mittels des Extraoralscanners von Zir-konzahn digitalisiert werden, dienen als Referenzmodelle. Die Bearbeitung im Modifierprogramm erlaubt die Überlagerung der Intraoralscans und der Überprüfung der Kernfrage, ob die übertragene Kontaktpunktsituation auf den Modellen, mit denen im Mund übereinstimmt.

Hierzu wird im Folgenden die Einschleifmenge nach dem Okklusionsprotokoll bestimmt und mit der Durchdringung des Unterkieferscans zum Oberkiefer nach Zuordnung mit dem Buccalscan verglichen. Da zwei Buccalscans bei dem IOS erstellt werden, wird der Einfluss beider Lateralscans zueinander untersucht und in Beziehung zum Ganzkiefer und Quadranten gesetzt.



Abb. 30: Ausrichtung eines unbeschlifften Modells nach dem Bonwill-Dreieck im digitalen Artex CR Artikulator (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

Die korrekte Ausrichtung der digitalisierten Modelle im Zirkozahn Modifier Programm wird im weiteren Messverfahren vernachlässigt, da die Position keinen Einfluss auf die Okklusion und somit auf die Messwerte hat. Die absolute Differenz der einzelnen Messpunkte zweier zu vergleichender Modelle bleibt gleich, unabhängig von der Position im digitalen Artikulator. Lediglich die Position des Inzisalstifts ändert sich. Die Veränderung der Inzisalstiftposition steht jedoch im Verhältnis zwischen der Höhe der Okklusionsebene (OE) zur Scharnierachse. Die Änderung des Inzisalstifts bei kranialer oder kaudaler Position der starren digitalisierten Gipsmodelle ergibt sich durch die fehlende Anpassungsmöglichkeit der sagittalen Kompensationskurve. Es kommt zu einem vorzeitigen beziehungsweise verzögerten Kontaktschluss.

Zur Bestimmung der relativen Einschleifdimension wird die kranialste Position der jeweiligen Höckerspitze als Messpunkte definiert. Daraus ergeben sich 15 Messpunkte am Unterkiefer, die jeweils am unbeschlifften und beschlifften Modell gemessen werden:

- mesio-, distobuccale Höcker der ersten und zweiten Molaren (8)
- bukcale Höcker der Prämolaren (4)
- Inzisalspitze Eckzahn (2)
- Inzisalpunkt beider mittleren Incisivi (Berührungspunkt der Schneidekanten) (1)

2.2.3.1.1 Set Distance

Unter **Set Distance** lässt sich die vertikale Distanz im Modifiersystem bei x-facher Vergrößerung bestimmen. Die vertikale Distanz von eingeschliffener zu nicht eingeschliffener Situation beschreibt das Ausmaß der okklusalen Annäherung durch artifiziell verbesserter Interkuspidation. Zur besseren Reproduzierbarkeit wird der jeweils höchste Punkt der Höckerspitze in der Vertikalen im Unterkiefer als Messpunkt bestimmt und die Distanz zur Referenzebene in der Vertikalen, der Frankfurter Horizontalen, gemessen. Somit erhält man zwei Distanzwerte, die die Abständen von eingeschliffenem (Abb. 31) beziehungsweise nicht eingeschliffenem (Abb. 32) Unterkiefer zur Frankfurter Horizontalen angeben. Aus diesen beiden Werten erhält man eine Differenz, welche die Bewegung des Unterkiefers in Richtung Frankfurter Horizontalen wiedergibt und eine höhere Verschränkung der Zahnreihen ineinander darstellt. Für die weiteren Messverfahren dient die gemessene Distanz des unbeschliffenen Modells zur Frankfurter Horizontalen der Überprüfung der Reproduzierbarkeit des ausgewählten Messpunktes pro Höckerspitze, da die Referenzebene und die Unterkieferposition des unbeschliffenen Modells konstant bleibt. Die durch den Schleifvorgang entstandene Formveränderung der Höckerspitze als gewählten Messpunkt bleibt bei **Set Distance** unberücksichtigt, da nur die absolute Einschleifmenge in der Vertikalen berechnet wird, obwohl die Position des Messpunktes sich in allen drei Raumebenen, der Sagittalen und Horizontalen und Vertikalen, verändert.

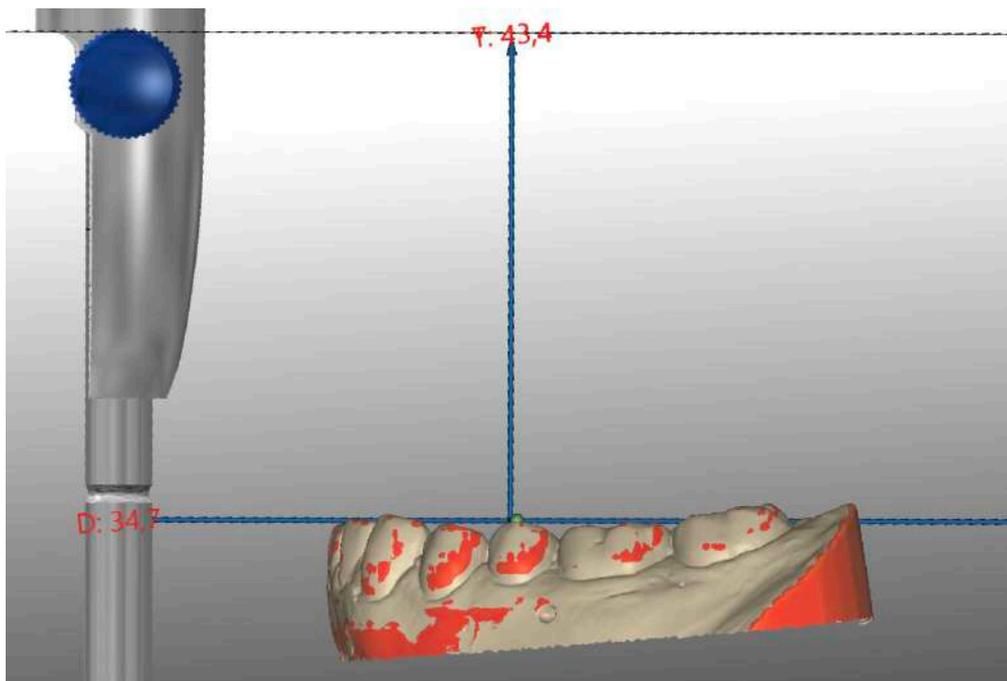


Abb. 31: Darstellung des kranialsten Punkt des bukkalen Höcker 35 am unbeschiffenen Modell nach Set Distance (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

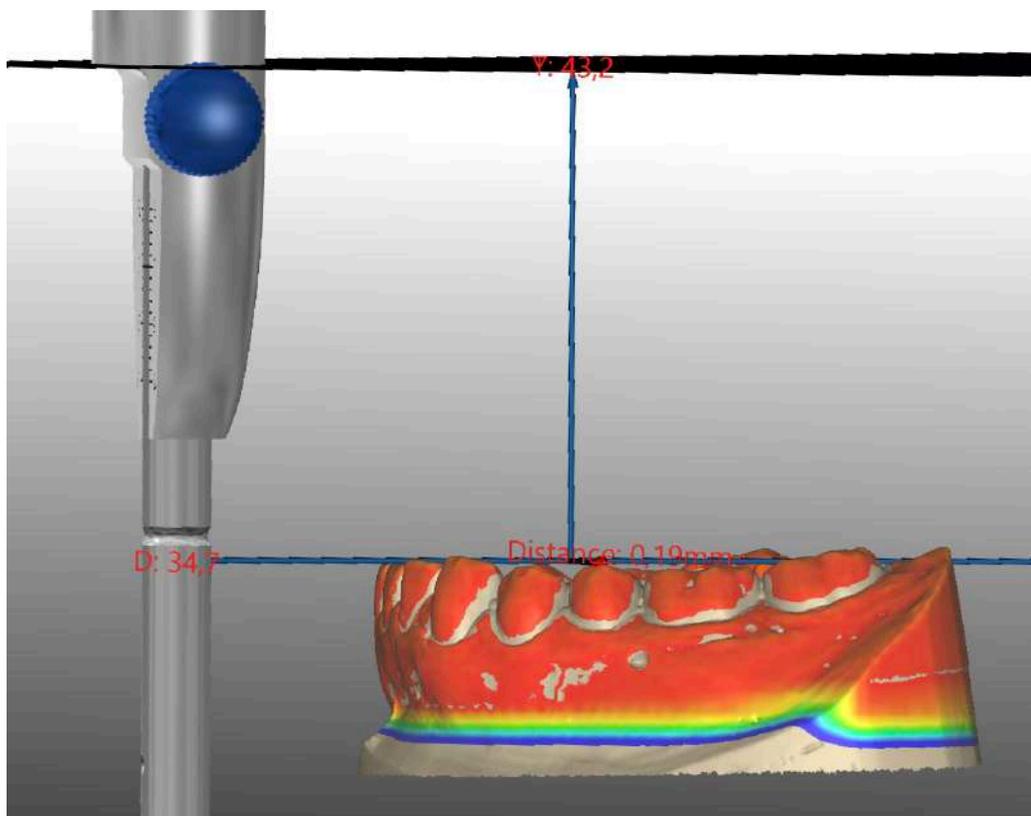


Abb. 32: Darstellung des kranialsten Punkt des bukkalen Höcker 35 des überlagerten beschiffenen Modells nach Set Distance (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

2.2.3.1.2 Spacer

Neben Berechnung der relativen Senkung der Okklusionsebene kann in der Taskleiste des Modifierprogramms mittels **Spacer** auch direkt die Distanz bestimmt werden. Durch manuelles Setzen zweier Messpunkte auf den jeweiligen Höckerspitzen von nicht beschliffenen (Abb. 33) und beschliffenen (Abb. 34) Unterkiefermodell wird direkt der Abstand gemessen. Wesentlich berücksichtigt werden muss jedoch, dass die gemessene Distanz jeweils ständig abweichende X-, Y- und Z-Koordinaten besitzt und die Werte nicht dem Abstand in der rein Vertikalen zur Referenzebene entsprechen, wie es bei Set Distance der Fall ist. Die Messwerte fallen somit größer aus, liegen jedoch auch realistischer in dem dreidimensionalen Raum, indem sich der tatsächliche Messpunkt befindet.

Das manuelle Setzen der Messpunkte, eine fehlende Referenzebene und dadurch ein sich stetig ändernder Einfalls- und Ausfallswinkel bei der Distanzbestimmung mittels **Spacer** steigern hingegen auch die Anzahl zusätzlicher Fehlerquellen und erschweren den Vergleich der gemessenen Distanzen. Die mit **Spacer** ermittelten Messwerte ermöglichen eine statistische Aussage über den Einfluss der Formveränderung der Höckerspitzen auf die Senkung der Okklusionsebene. Die tatsächliche Einschleifmenge lässt auf einen Messwertspielraum begrenzen, welcher sich aus den mittels **Set Distance** und **Spacer** bestimmten Differenzen ergibt.

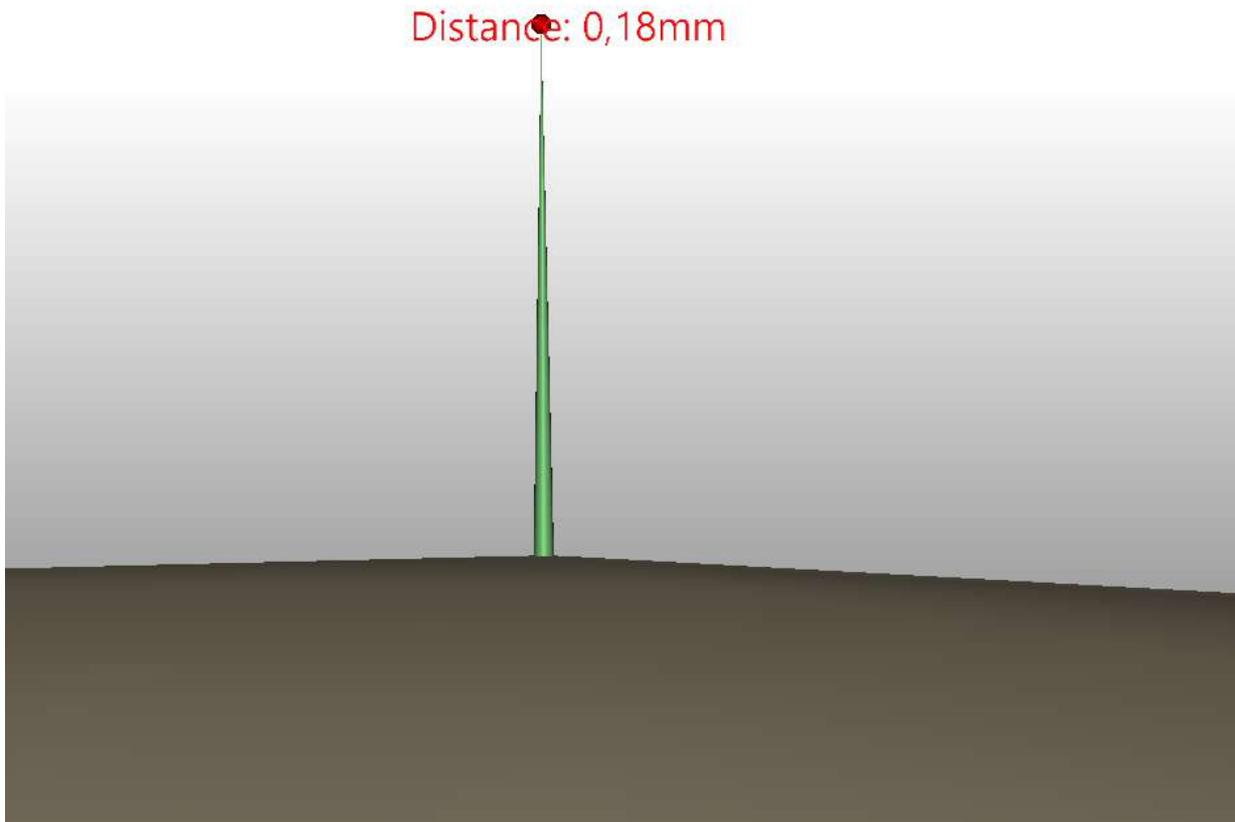


Abb. 33: Darstellung des kranialsten Punkt der distobukkalen Höckerspitze 46 des unbeschliffenen Modells (Braune Ebene) nach Spacer (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

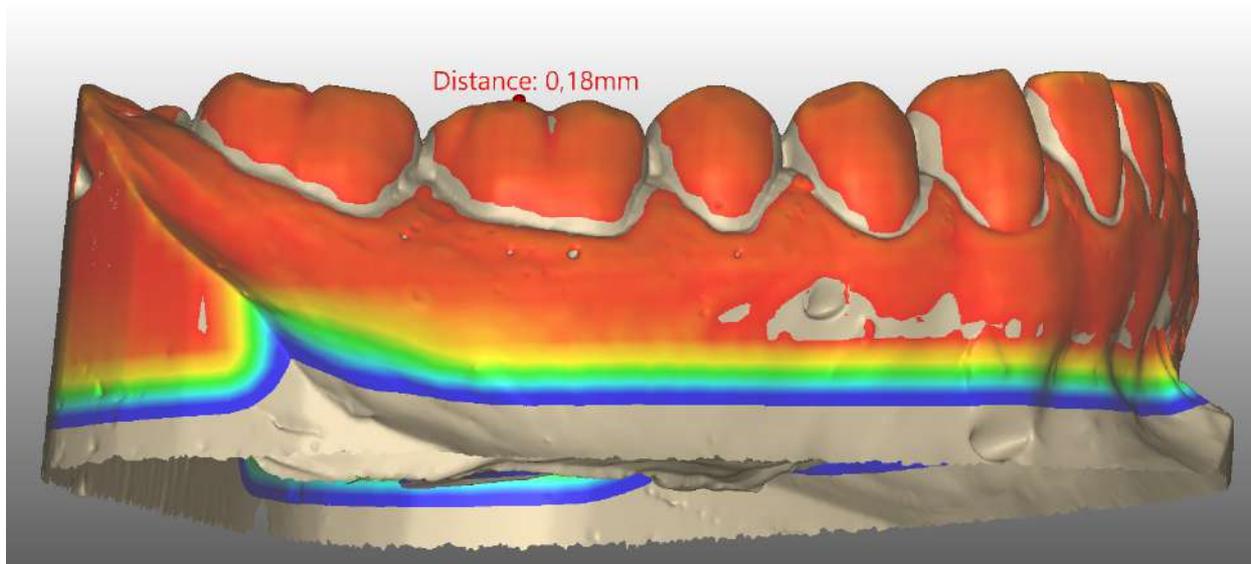


Abb. 34: Darstellung des kranialsten Punkt der distobukkalen Höckerspitze 46 des überlagerten beschliffenen Modells (orangene Ebene) nach Spacer (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

2.2.3.1.3 Groups

Ein weiteres Messverfahren zur Abstandsmessung erfolgt in der Taskleiste unter **Groups**. Durch rechten Mausklick auf den zu vergleichenden Modellen, lassen sich diese auswählen und in Beziehung setzen werden. Hierzu wird der Abstand zwischen nicht eingeschliffenem und eingeschliffenem Modell zueinander farblich dargestellt. Anhand einer Farbskala lässt sich die vertikale Distanz ablesen (Abb. 35). Dazu kann die Differenz der zu vergleichenden Modelle direkt am Messpunkt, der Höckerspitze, abgelesen werden. Mittels **Groups** wird der jeweils geringste Abstand zwischen den zu vergleichenden Modellen unter Berücksichtigung aller drei Raumkoordinaten automatisch bestimmt. Es eignet sich ebenfalls als Kontrollinstanz, um mögliche Fehler durch das manuelle Setzen der Messpunkte unter **Set Distance** und **Spacer** zu minimieren.

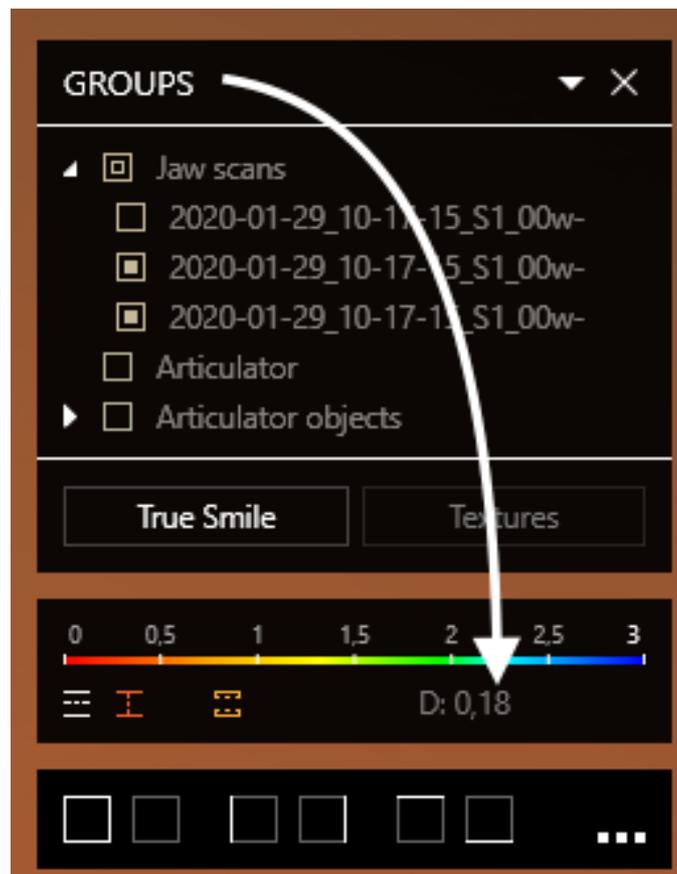


Abb. 35: Direktes Ablesen des Abstandes zwischen zwei überlagerten Modellen an dem gewünschten Messpunkt mittels Groups (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

2.2.3.2 Bestimmung der Durchdringung von Intraoralscanmodellen

Die Zuordnung des intraoralen Oberkiefer- und Unterkieferscans mittels Buccalscan führt im Planmeca Emerald Scanner durch Kranialverlagerung des Unterkiefers zu einer Verschränkung der Modelle ineinander. Die Menge der Durchdringung im Bereich der Okklusionskontakte soll gemessen und mit der zuvor bestimmten Einschleifmenge verglichen werden (2.2.3.1). Dabei wird die korrekte Zuordnung der Intraoralscans (IOS) über den Buccalscan durch unterschiedliche Matchingverfahren untersucht. Zur Messung müssen die STL-Dateien der IO Scans in das Zirkonzahn Modifier Programm eingeführt und mit den ungeschliffenen digitalisierten Gipsmodellen überlagert werden. Die Verwendung der unbeschleunigten Gipsmodelle als Referenzmodell ist entscheidend aufgrund übereinstimmender Morphologie im Bereich der Höckerspitzen zur Festlegung der Messpunkte, der Messung einer absoluten Durchdringung für den Vergleich mit der absoluten Einschleifmenge und einer konstanten räumlichen Position des Oberkieferreferenzmodell im Modifiersystem. Bei jedem Messverfahren ist das Einfügen der digitalen Modelle und der Messvorgänge gleich. Die nicht eingeschliffene Situation wird in einem neuen Projekt als STL-Datei ausgewählt. Anschließend wird die STL-Datei des IOS und der dazugehörigen rechten und linken Buccalscan importiert. Für die Messungen mit den Intraoralscans müssen die zwei getrennten Buccalscan Dateien als eine alleinige STL-Datei zusammengefügt werden. Hierzu werden sie entweder in der durch den Emerald Scanner zugeordneten Position als Single File **buccal_merged** gesichert, oder in der durch den Zirkonzahn Modifiersoftware gematchten Position als Single File **buccal_merged2** abgespeichert. Im Weiteren folgt die Zuordnung der IOS zu dem unbeschleunigten Modell. Hierzu werden der IOS von Oberkiefer und Unterkiefer durch Matching auf den Single File des Buccalscans automatisch überlagert. Ist der Match abgeschlossen, wird der Vorgang nach Speicherung wiederholt. Da die Position des unbeschleunigten Oberkiefermodells im Zirkonzahn Programm starr ist, wird dieses im zweiten Matching Verfahren als Referenzmodell ausgewählt. Der IOS Oberkiefer wird auf das unbeschleunigte OK Modell überlagert, während Buccalscan und der IOS Unterkiefer aus dem ersten Matchingverfahren übernommen werden (Abb. 36). Damit ist die Überlagerung von Intraoralscan und unbeschleunigten Zirkonzahnmodell abgeschlossen (Abb. 37).

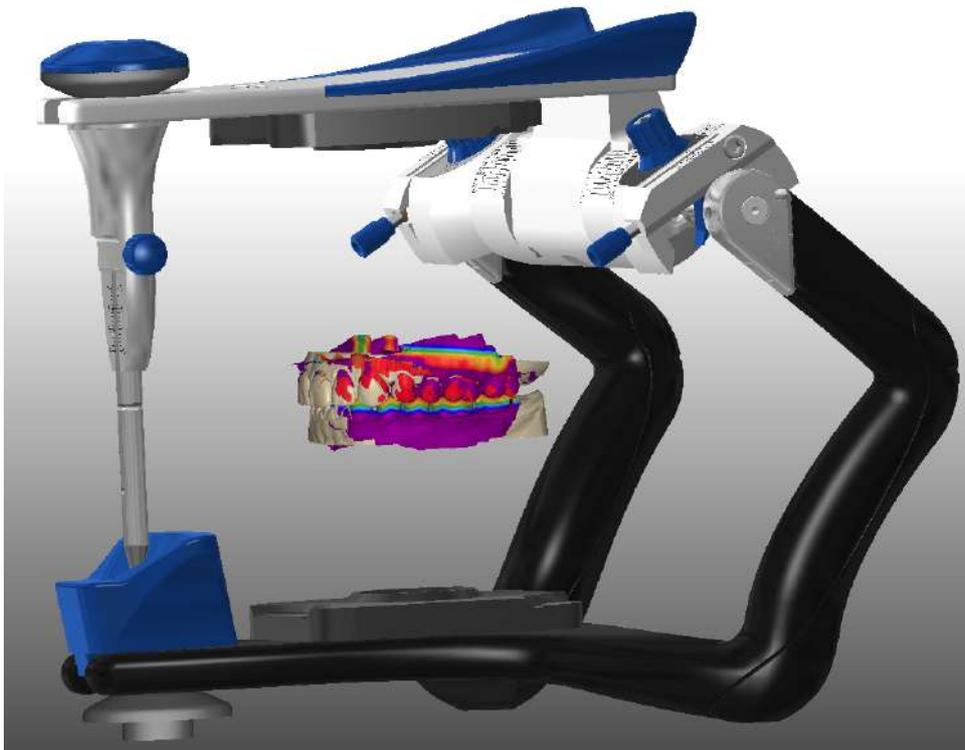


Abb. 36: Zuordnung von digitalisiertem Gipsmodell und Intraoralscan mittels Buccalscan im virtuellen Artikulator (violett) (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

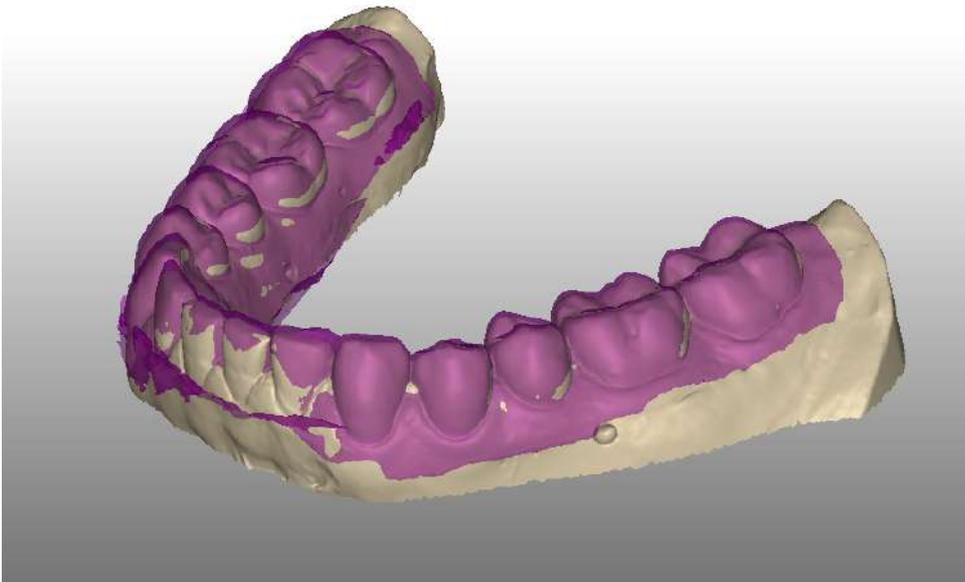


Abb. 37: Darstellung der Überlagerung von IOS UK und unbeschliffenem Zirkozahnmodell nach korrekter Zuordnung (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

2.2.4 Übersicht der Messmethoden

In diesem Kapitel werden die verschiedenen Messungen zur Bestimmung der vertikalen Differenzen der zueinander in Bezug gebrachten analogen und digitalen Modelle beschrieben. Die Intraoralscans werden durch unterschiedliche Matchverfahren mit der unbeschleunigten Situation vermessen:

Messung 1: Konventionelle Abformung (**KA**) = analoges Verfahren

Analoges Verfahren zur Bestimmung der okklusalen Einschleifmenge

Messung 2: Planmeca Emerald Zirkonzahn (**PEZ**)

Vertikale Differenz analoger Modelle; Matching nach Planmeca

Messung 3: Planmeca Emerald Scan (**PES**)

Vertikale Differenz des IOS Full Arch; Matching nach Planmeca

Messung 4: Zirkonzahn Scan (**ZZS**)

Vertikale Differenz des IOS Full Arch; Matching nach Zirkonzahn

Messung 5: Zirkonzahn Getrennt (**ZZG**)

Vertikale Differenz des IOS Full/ Semi Arch; Matching nach Zirkonzahn

ZZG1 Semi Arch mit 1./4. Quadrant; **ZZG2** Semi Arch mit 2./3. Quadrant

Messung 6: Planmeca Emerald Quadrant (**PEQ**)

Vertikale Differenz des IOS Quadrantenscan; Matching nach Planmeca

2.2.4.1 Konventionelle Abformung (KA)

Unter 2.2.3.1 wird das Einfügen und Messen der digitalisierten Gipsmodelle beschrieben. Ziel ist die Bestimmung der Einschleifmenge in der Interkuspitationsposition nach dem Okklusionsprotokoll. Anhand der festgelegten 15 Messpunkten im Unterkiefer ergibt sich ein Mittelwert der abgesenkten vertikalen Distanz zwischen nicht eingeschliffener und eingeschliffener Unterkiefersituation. Die vertikale Differenz äußert sich durch ein Anheben des beschliffenen Unterkiefermodells Richtung Frankfurter Horizontalen. Die bestimmte Differenz wird mit der vertikalen Verschränkung der intraoral gescannten Modelle im Weiteren verglichen, um eine Aussage darüber treffen zu können, ob die digitale Verschränkung des IOS, verursacht durch den Matchvorgang von IOS OK und UK, mit der Einschleifmenge nach dem konventionellen Verfahren übereinstimmt.

2.2.4.2 Planmeca Emerald Zirkonzahn (PEZ)

Unter 2.2.3.2 wird das Matchen der IOS zu den unbeschliffenen Modellen beschrieben. Die Buccalscans rechts und links werden im Modifier Programm in der gescannten Position vom Emerald Scanner wiedergegeben und in dieser Position als eine alleinige STL Datei **buccal_merged** abgespeichert. Der **IOS UK** wird im ersten Matchvorgang in die ausgewählte Buccal Datei hineinverschränkt. Durch die starre Position des Oberkiefers im Artikulator wird im zweiten Matchverfahren das Oberkiefer Gipsmodell **ZZS OK** als Referenzmodell ausgewählt und ermöglicht die anschließende Messung mit Set Distance (2.2.3.1). Nach Überlagerung der Buccalscan Datei auf das ZZS OK wird die Position des IOS UK zum Buccalscan aus dem ersten Match übernommen. Im Weiteren kann das unbeschliffene Unterkiefermodell mit dem digital gescannten Unterkiefermodell verglichen und die vertikale Distanz zur Bestimmung der Menge der Verschränkung gemessen werden (2.2.3.2). Ziel der Messung ist, eine Aussage über die vertikale Differenz zu schaffen, unabhängig von der Oberkieferposition, da beide Unterkiefer im direkten Vergleich zum OK ZZS vermessen werden.

2.2.4.3 Planmeca Emerald Scan (PES)

Da die Unterkieferposition des Intraoralscans abhängig ist von dem Matchvorgang des Buccalscans mit dem Oberkiefer Gipsmodell, werden im ersten Matchverfahren sowohl der **IOS UK**, also auch der **IOS OK** auf die Buccalscan Datei **buccal_merged** gematcht. Die Zuordnung der intraoral gescannten Modelle entspricht die des Emerald Scanner von Planmeca. Zur Bestimmung der absoluten Verschränkung wird im zweiten Matchverfahren der **IOS OK** auf den **ZZS OK** gematcht, welcher eine kontinuierliche Position im Artikulator besitzt und den späteren Vergleich der Messwerte erlaubt. Berücksichtigt werden muss der Matchfehler durch Überlagerung der jeweiligen Oberkiefer Dateien. Die Zuordnung von IOS UK und dem Buccalscan File zum IOS OK werden aus dem ersten Matchverfahren übernommen. Es folgt die Messung nach 2.2.3.1. Die bestimmte vertikale Differenz zwischen unbeschliffenem Modell und IOS UK soll Informationen über den Matchvorgang und der Absenkung durch den Softwarealgorithmus des Emerald Scanner liefern.

2.2.4.4 Zirkonzahn Scan (ZZS)

Während bei Messung 2 und 3 (2.2.4.2 und 2.2.4.3) die Zuordnung von IOS OK und IOS UK durch den Emerald Scanner von Planmeca mittels der Buccalscans vorgegeben wird, wird die Zuordnung nun durch den Zirkonzahn Scanner bestimmt. Dafür werden Buccalscans rechts und links in einem Matchverfahren auf den **IOS UK** getrennt gematcht. Anschließend werden sie als **buccal_merged2** in der neu zugeordneten Position als eine alleinige STL-Datei abgespeichert. Um Messfehler zu vermeiden, wird der weitere Match- und Messvorgang in einem neuen Modifier File durchlaufen. Dieser entspricht dem Ablauf von Messung 3 (2.2.4.3). Im ersten Matchvorgang wird auf die Buccalscan Datei **buccal_merged2** der IOS OK und IOS UK erneut überlagert. Im zweiten Verfahren wird der **IOS OK** auf den **ZZS OK** gematcht. IOS UK und die Buccalscan Datei werden aus dem ersten Matchvorgang übernommen. Es folgt die Messung nach 2.2.3.1. Mit Bestimmung der vertikalen Differenz zwischen unbeschliffenem UK-Modell und IOS UK kann Aussage über die Verschränkung intraoral aufgenommener Situationen gemacht und Relation zur konventionellen Methode gesetzt werden, welche ebenfalls nach dem Softwarealgorithmus von Zirkonzahn gescannt und gematcht wird.

2.2.4.5 Zirkonzahn Getrennt (ZZG)

Um Hinweise über die Relation beider Buccalscans zueinander und den zusammenhängenden Matchvorgängen der Intraoralscans nach Planmeca (Messung 3 (2.2.4.3)) beziehungsweise Zirkonzahn (Messung 4 (2.2.4.4)) liefern zu können, werden zur Überprüfung die Buccalscans getrennt voneinander auf den IOS OK und UK gematcht. Zuvor werden mit dem Modifier Programm die IOS Modelle entlang des Approximalkontaktes der mittleren Incisivi von UK und OK halbiert und abgespeichert. Die vier getrennten Quadranten werden in einem neuen Modifier File eingefügt. Im ersten Matchverfahren werden die jeweiligen Kieferhälften des 1. und 4. beziehungsweise des 2. und 3. Quadranten (**Semi Arch**) auf den dazugehörigen **Buccalscan** gematcht. Im zweiten Matchvorgang wird auf den als Referenzmodell festgelegten **ZZS OK** die rechte beziehungsweise linke IOS Oberkieferhälfte gematcht. Die Zuordnung vom jeweiligen Buccalscan und der rechten beziehungsweise linken IOS Unterkieferhälfte werden aus dem ersten Matchverfahren übernommen. Es folgt die Messung nach 2.2.3.1. Die zu bestimmenden Messwerte sollen Hinweise über den Matchalgorithmus der jeweiligen Softwareprogramme liefern.

2.2.4.6 Planmeca Emerald Quadrant (PEQ)

Neben dem Ganzkieferscan wurde bei jedem Probanden zusätzlich ein Quadrantenscan des 1. und 4. Quadranten mit Buccalscan durchgeführt. Das Matching entspricht dem Ablauf der Messung 5 (2.2.4.5). Im ersten Matchverfahren werden der **1. und 4. Quadrant** auf den dazugehörigen **Buccalscan** gematcht. Im zweiten Matchvorgang wird auf den **ZZS OK** der 1. Quadrant überlagert. Die Zuordnung vom jeweiligen Buccalscan und 4. Quadranten aus dem ersten Matchverfahren werden übernommen. Es folgt die Messung nach 2.2.3.1. Es ergeben sich sieben Messpunkte ausgehend vom distobukkalen Höcker des zweiten Unterkiefermolaren. Die mittelwertig bestimmte Menge der Durchdringung zwischen der IOS Unterkieferhälfte und dem unbeschiffenen Unterkiefermodell lässt sich aufgrund gleicher Anzahl an Messpunkten mit der aus Messung 5 getrennten rechten Kieferhälfte (2.2.4.5) vergleichen und gibt zudem Aufschluss über Abhängigkeit von Scanvolumen und Matchgenauigkeit zwischen Quadranten- und Ganzkieferscan.

2.2.5 Statistische Auswertung

Die Daten wurden mithilfe Microsoft Excel (Version 16.30, Microsoft Office 365, New Mexico, USA) statistisch ausgewertet. Interpretiert wurden die p-Werte über den t-Test und deskriptive Statistiken. Das Signifikanzniveau wurde hierfür bei $p < 0,05$ festgesetzt. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Medianwerte, Mittelwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte bestimmt und tabellarisch zusammengestellt. Die absolute minimale und maximale Abweichung beschreibt die um dem Mittelwert nach oben und unten abweichende Differenz zur Bestimmung des absoluten Maximums und Minimums. Ergebnisse mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wurden als signifikant bezeichnet

Interaktionen zwischen Kiefer, Zahntypen und Messstellen wurden nicht modelliert. Stattdessen wurden getrennte Modelle innerhalb der Abform- und Messmethoden und über alle Abformmethoden gerechnet. Die statistische Auswertung erfolgt auf Basis der Differenz zwischen Referenzwert (KA) und Messwert, bei einer Stichprobengröße von $n=53$. Es besteht die Nullhypothese, dass ein Zusammenhang zwischen Einschleifmenge von KA zur Eindringtiefe der anderen Abform- und Messmethoden besteht.

3. Ergebnisse

3.1 Probandenmessung

Die vorliegende Studie umfasst 53 Probanden, die jeweils digital und konventionell abgeformt werden. Die daraus resultierenden Typ-IV-Gipsmodelle werden im Artex-Artikulator montiert und mittels Zirkonzahn digitalisiert. Die intraoral mit dem Emerald Scanner aufgenommenen Situationen werden mit den analog erstellten Modellen in Relation gesetzt, sodass im Weiteren die Auswertung von 795 Messpunkte stattfindet.

Zwischen KA und den verschiedenen Messmethoden lässt sich ein signifikanter Unterschied feststellen ($p < 0,05$). Die Nullhypothese wird verworfen. Es gibt keinen Zusammenhang zwischen der Einschleifmenge nach KA und der Eindringtiefe der digital aufgenommenen Abformungen und Messungen nach PEZ, PES, ZZS, ZZG sowie PEQ. Anhand der in Tab. 11 aufgeführten p-Werte zeigt sich eine Signifikanz für die untersuchten Parameter.

Tab. 11: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen KA, PEZ, PES, ZZS und ZZG.

Parameter	KA [mm]	PEZ [mm]	PES [mm]	ZZS [mm]	ZZG [mm]	PEQ [mm]
Mittelwert Set Distance	0,201	0,636	0,531	0,403	0,431	0,464
Medianwert	0,18	0,633	0,54	0,4	0,407	0,457
Standardabweichung	0,079	0,141	0,137	0,131	0,122	0,146
abs. min. Abweichung	0,149	0,362	0,304	0,258	0,237	0,175
abs. max. Abweichung	0,131	0,453	0,341	0,333	0,28	0,201
p-Wert (Korrelation zu KA)		0,011	0,002	2,60 e⁻⁸	2,85 e⁻⁶	3,73 e⁻⁴

3.1.1 Vergleich der Gesamtwerte

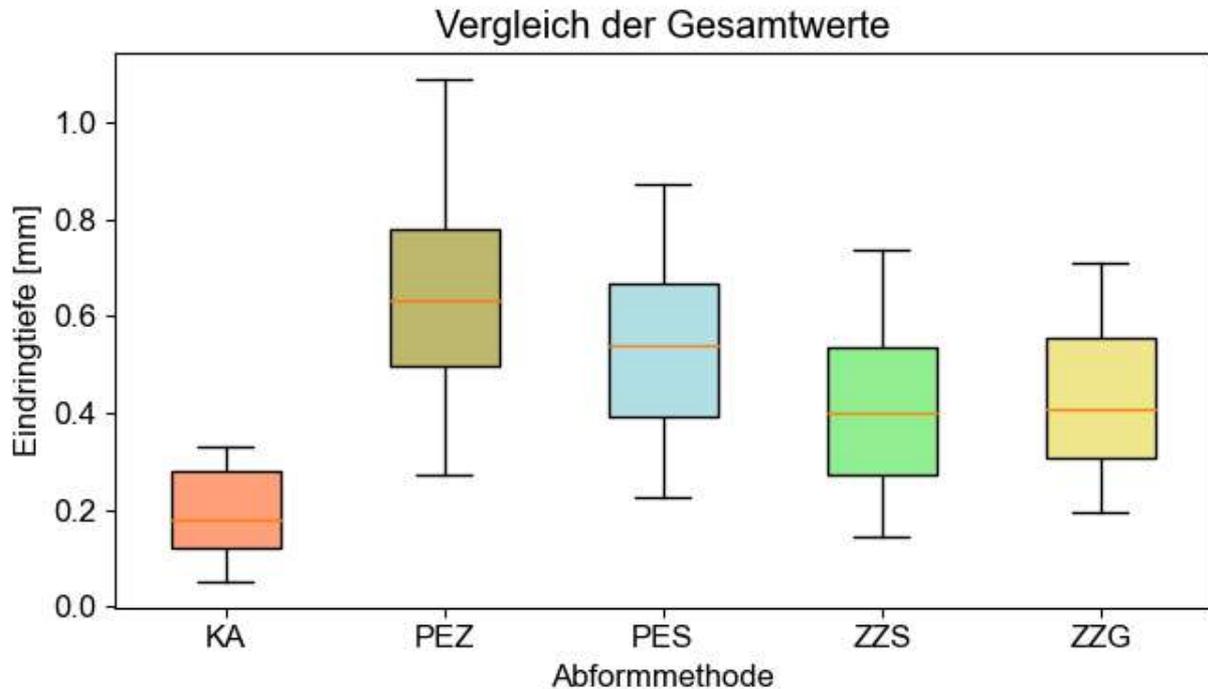


Abb. 38: Direkte Gegenüberstellung der Medianwerte (—), der Mittelwerte mit Standardabweichung und der Varianz der vertikalen Differenz aller Probanden nach den verschiedenen Messmethoden: konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkonzahn (PEZ), Planmeca Emerald Scan (PES), Zirkonzahn Scan (ZZS) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG) (2.2.4)

Die Gesamtwerte der Abformmethoden werden über den Median- und Mittelwert miteinander verglichen. Der Medianwert für die Einschleifmenge (Referenz KA), der auf Basis der konventionellen Abformung hergestellten und nach dem Okklusionsprotokoll beschliffenen Modellen, beträgt 0,18 mm. Der Mittelwert für dieselbe Gruppe beträgt $0,201 \pm 0,079$ mm.

In der Gruppe der intraoral aufgenommenen Scans mit dem Planmeca Emerald werden die Ganzkieferscans durch Buccalscans zugeordnet. Im Vergleich zu den nicht beschliffenen digitalisierten Unterkiefergipsmodellen bildet sich eine Differenz durch Anhebung der Okklusionsebene der IOS im Vergleich zur konventionellen Abformung (Referenz PES). Der Medianwert beträgt 0,54 mm und der Mittelwert $0,531 \pm 0,137$ mm.

Bei neuer Zuordnung der IOS mittels des Zirkozahn Modifizierprogramms und anschließendem Vergleich zum unbeschiffenen digitalisierten Unterkiefergipsmodell zeigt sich eine geringere Anhebung der Okklusionsebene (Referenz ZZS). Die Differenz wird mit einem Medianwert von 0,4 mm und einem Mittelwert von $0,403 \pm 0,131$ mm angegeben. Die vertikale Höhe der IOS unterscheiden sich signifikant von die der konventionellen Abformung.

Bei Trennung der IOS Ganzkieferscans (Referenz ZZG) und unabhängigen Matchen beider Hälften liegt der Medianwert bei 0,407 mm und der Mittelwert bei $0,431 \pm 0,122$ mm. Die Messung ZZG weicht in Bezug zur Messung ZZS nur geringfügig in den höheren Bereich ab.

3.1.2 Vergleich der Messverfahren

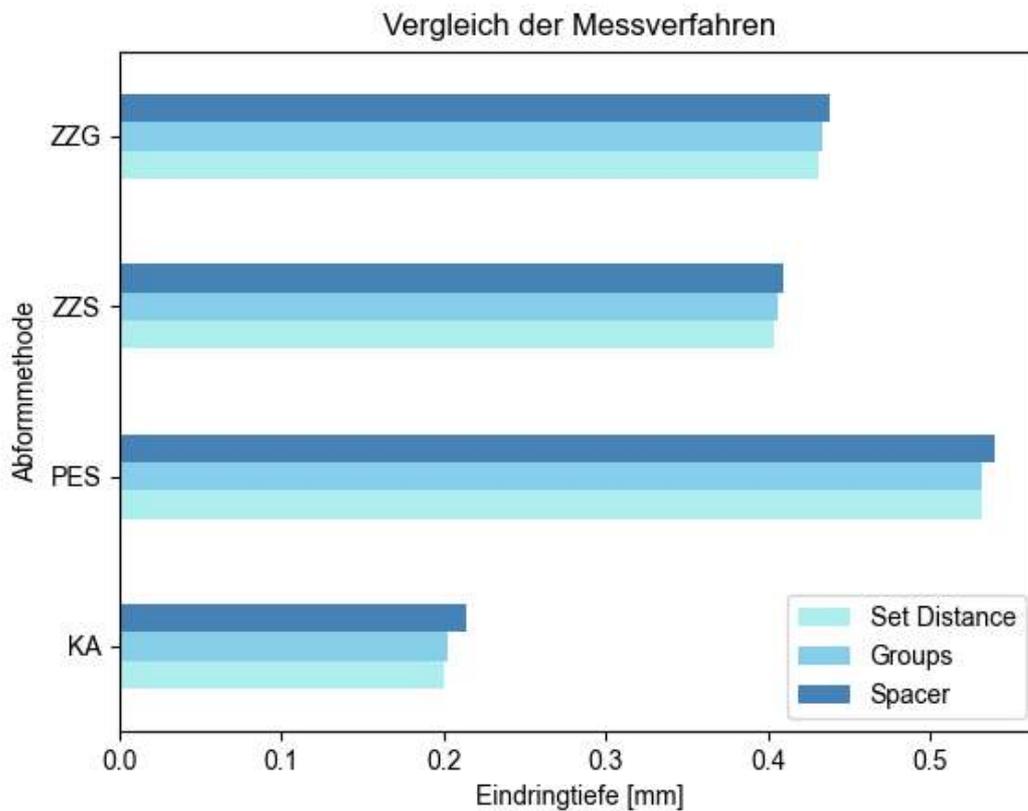


Abb. 39: Vergleich der nach den Messverfahren Set Distance, Groups und Spacer mittelwertig bestimmten Eindringtiefe aller Probanden, für die unterschiedlichen Abformmethoden: konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Scan (PES), Zirkonzahn Scan (ZGS) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG) (2.2.4)

Zur Bestimmung der absoluten Einschleifmenge und Durchdringung der digitalisierten Modelle wurden die bukkalen Höckerspitzen als Messpunkte herangezogen. Durch das Einschleifen findet keine rein vertikale Veränderung der Messpunkte statt, sondern infolge der Formänderung am Gips auch in der Sagittalen und Transversalen. Gleiches gilt bei dem Vergleich zwischen unbeschliffenem Unterkiefermodell zum IOS Unterkieferscan. Während bei der Messpunktbestimmung nach **Set Distance** die Senkung der Okklusionsebene nur in der Vertikalen bestimmt wird, berücksichtigt die Messung nach **Spacer** und **Groups** die Änderung des Messpunktes in allen Raumebenen. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den drei Messmethoden festgestellt werden.

3.1.3 Vergleich Einschleifmenge/ Durchdringung pro Messpunkt

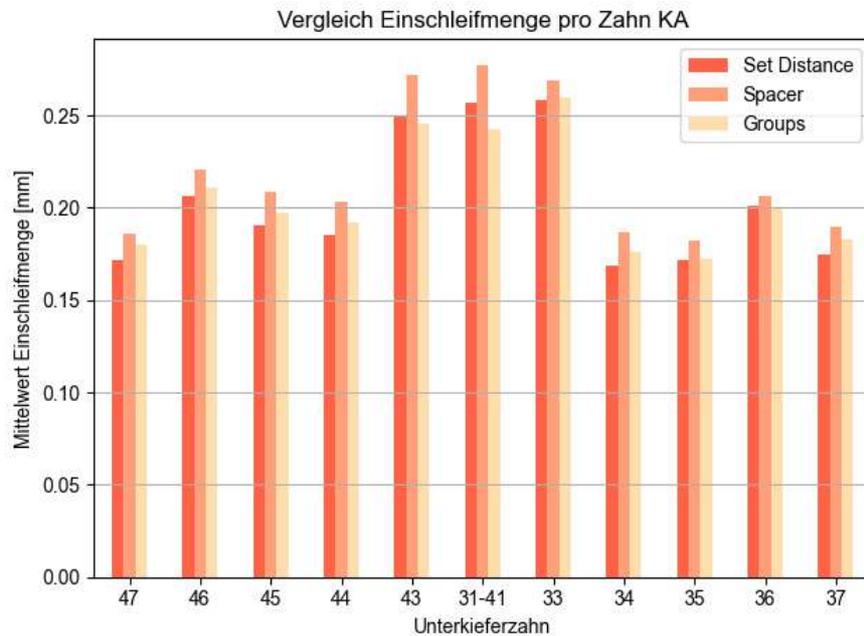


Abb. 39: Gegenüberstellung der mittelwertigen Einschleifmenge [mm] pro Unterkieferzahn aller Probanden nach den Messverfahren Set Distance, Spacer und Groups für die Messung konventionelle Abformung (KA)

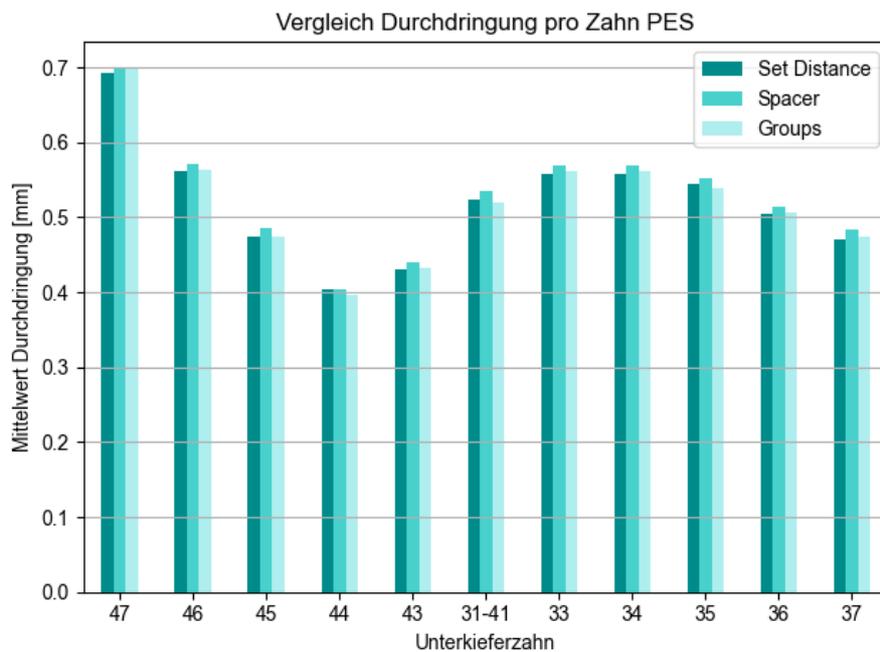


Abb. 40: Gegenüberstellung der mittelwertigen Durchdringtiefe [mm] pro Unterkieferzahn aller Probanden nach den Messverfahren Set Distance, Spacer und Groups für die Messung Planmeca Emerald Scan (PES)

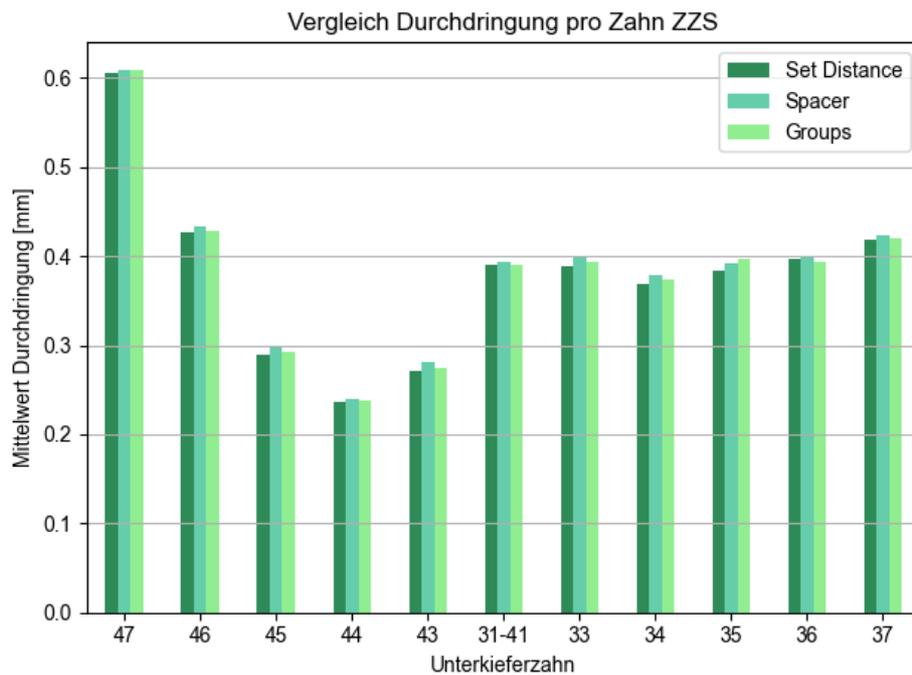


Abb. 41: Mittelwertige Durchdringtiefe [mm] pro Unterkieferzahn aller Probanden nach den Messverfahren Set Distance, Spacer und Groups für die Messung Zirkonzahn Scan (ZZS)

Innerhalb eines Kiefers ergeben sich für die einzelnen Messpunkte durchschnittliche Einschleifmengen. Die Einschleifmenge von 0,201 mm (KA) verteilt sich auf die einzelnen Messpunkte relativ kontinuierlich. Die Senkung der Okklusionsebene nimmt als Folge der Rotation um die Rotationsachse nach anterior zu, mit starker Variabilität in der Messpunktbestimmung zwischen Spacer und Groups im Front-, Eckzahnbereich. Ein Vergleich zur Durchdringung der einzelnen Messbereiche bei PES und ZZS zeigt, dass die Eindringtiefe je Quadrant variiert. Während bei dem manuellen Einschleifen beidseitig im Eckzahn- und Molarenbereich Vorkontakte erkennbar sind, zeigt sich bei der Durchdringung nach IOS die Abhängigkeit der Intraoralscans, insbesondere im Bereich des Startpunktes für den Ganzkiefer- und Buccalscan. Innerhalb der Buccalscans sinken die Werte signifikant ab und nähern sich der Einschleifmenge (Abb. 41, Zahn 44). Außerhalb des Scanbereiches fehlt die Zuordnung über den Buccalscan (Abb. 40, Abb. 41, Zahn 47,37). Auf Seiten des 213 Quadranten findet die Durchdringung kontinuierlicher statt. Anhand der Abb. 42 und Abb. 43 wird die Änderung der Modellposition zwischen PES und ZZS mit geringerer Durchdringung deutlich. Während im 1. Quadranten die Durchdringung abnimmt (Pfeil), bleibt sie im 2. Quadranten konstant (Kreis).

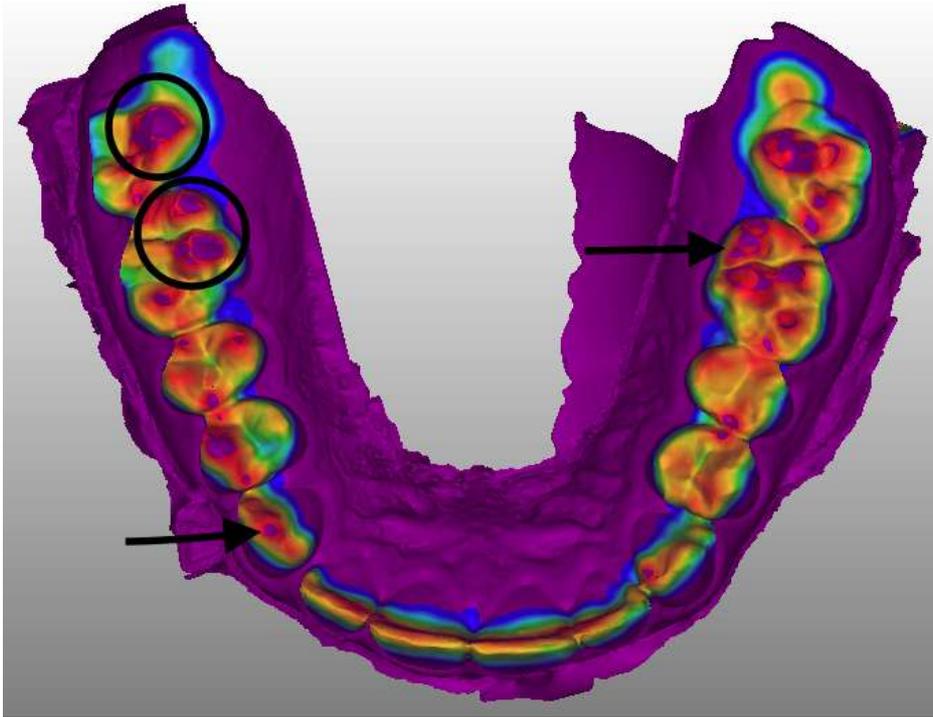


Abb. 42: Farbliche Darstellung der Durchdringung des Unterkiefers zum Oberkiefer, zugeordnet nach dem Messverfahren Planmeca Emerald Scan (PES) (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

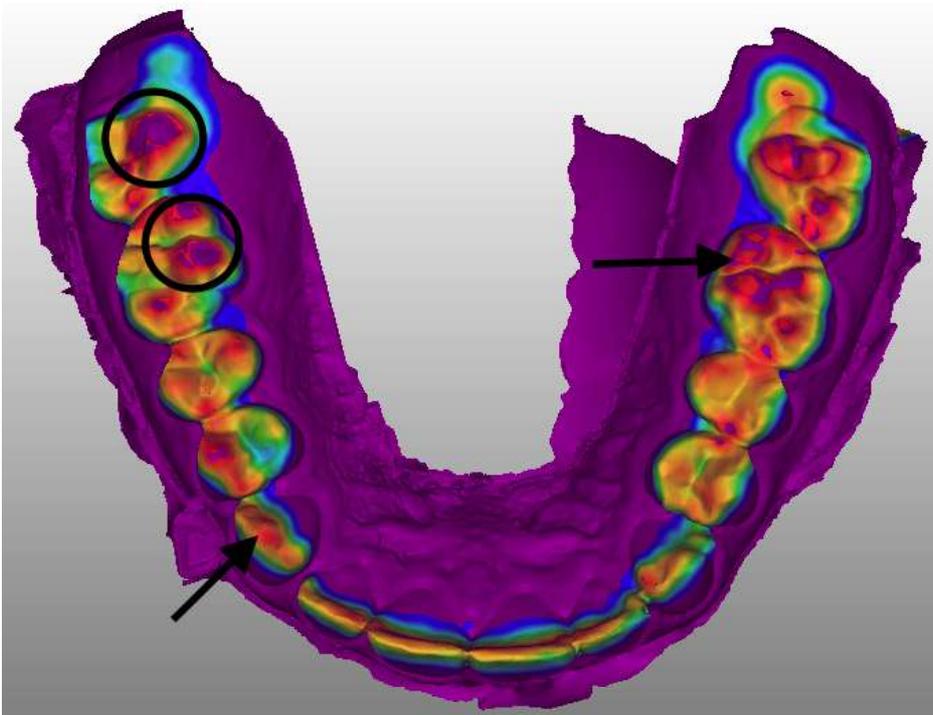


Abb. 43: Farbliche Darstellung der Durchdringung des Unterkiefers in den Oberkiefer, zugeordnet nach dem Messverfahren Zirkozahn Scan (ZZS) (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

3.1.4 Vergleich Messung KA & PEZ & PES

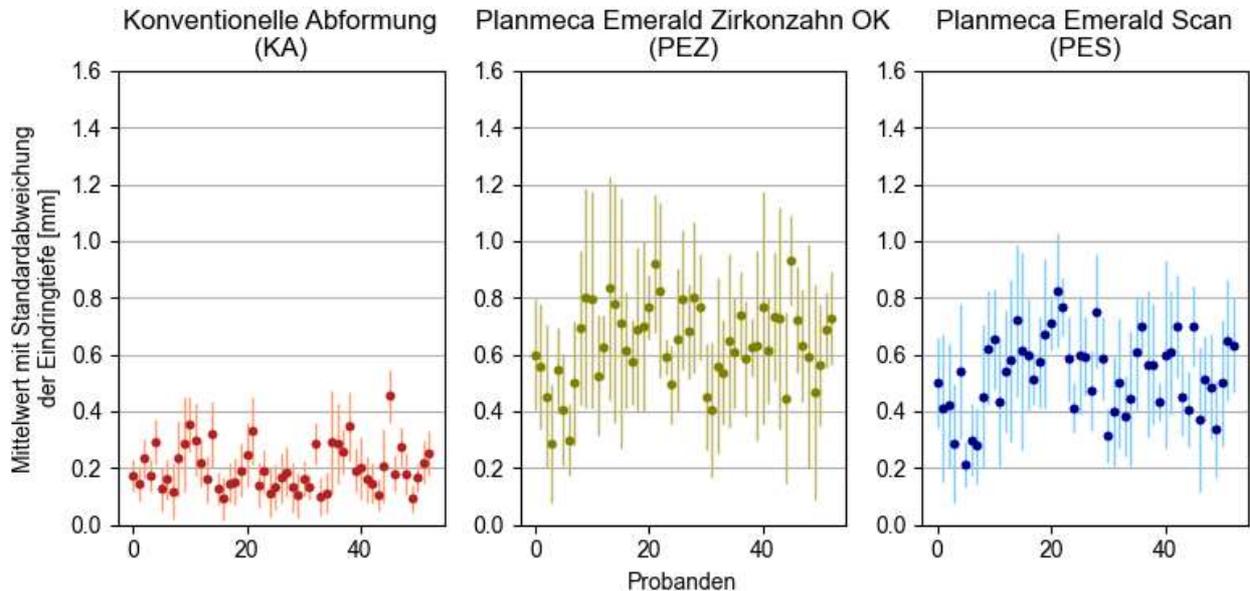


Abb. 44: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkon (PEZ) und Planmeca Emerald Scan (PES)

Anhand Abb. 44 wird die durchschnittliche Eindringtiefe je Proband aufgelistet. Da mit nur jeweils einem Modell pro Probanden gearbeitet wird, ist für jeden Patienten ein unterschiedlicher Fertigungsfehler vorliegend. Dies lässt den direkten Vergleich einzelner Werte nicht zu und erklärt die Variabilität innerhalb der Mittelwerte der einzelnen Probanden. Dennoch wird deutlich, dass die Mittelwerte innerhalb eines Messverfahrens in einem Bereich schwanken, welcher zwischen den Verfahren signifikant variiert.

Die mittelwertige Einschleifmenge von KA beträgt $0,201 \pm 0,079$ mm und liegt nahezu mittig der geringsten Einschleifmenge von 0,092 mm (Proband 50) und dem höchsten Einschleifwert von 0,353 mm (Proband 11). Anhand des Diagramms verdeutlicht eine gleichmäßige Verteilung aller einzelner Mittelwerte mit einer absoluten minimalen Abweichung von 0,149 mm und einer absoluten maximalen Abweichung von 0,131 mm. Der resultierende Medianwert von 0,18 mm liegt nahe dem Mittelwert für KA.

Die mittelwertige Durchdringung von PEZ beträgt $0,636 \pm 0,141$ mm. Der Medianwert von $0,633$ mm stimmt nahezu mit dem Mittelwert überein. Die minimale Abweichung mit $0,362$ mm und die maximale Abweichung mit $0,453$ mm reduzieren die Präzision in der Messpunktbestimmung mit tendenziellem Abweichen der einzelnen Werte über den Medianwert. Die Messung PEZ bleibt für die weitere Studie unberücksichtigt, liefert jedoch Hinweise bezüglich des Matchverhaltens von Modellen differenter Herstellung (3.1.4.2, 4.3.5).

Die mittelwertige Verschränkung von PES beträgt $0,531 \pm 0,137$ mm, der Medianwert liegt mit $0,54$ mm knapp darüber. Der Messwertbereich, begrenzt durch eine minimale Abweichung von $0,304$ mm und maximalen Abweichung von $0,341$ mm reduziert sich um $0,17$ mm. Die einzelnen Messwerte, ähnlich der Messung KA, bilden eine gleichmäßige Verteilung ober- und unterhalb des Mittelwertes. Obwohl die durchschnittliche Durchdringung im Vergleich zu PEZ um $0,105$ mm abnimmt, bleibt die Standardabweichung konstant. Die Zuordnung mittels des IOS ist somit sehr patientenabhängig.

3.1.4.1 Direktvergleich KA, PEZ, PES

Tab. 12: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen KA, PEZ, PES

Parameter	KA [mm]	PEZ [mm]	PES [mm]
Mittelwert Set Distance	0,201	0,636	0,531
Medianwert	0,18	0,633	0,54
Standardabweichung	0,079	0,141	0,137
abs. min. Abweichung	0,149	0,362	0,304
abs. max. Abweichung	0,131	0,453	0,341

3.1.4.2 Differenzvergleich Messung KA, PEZ, PES

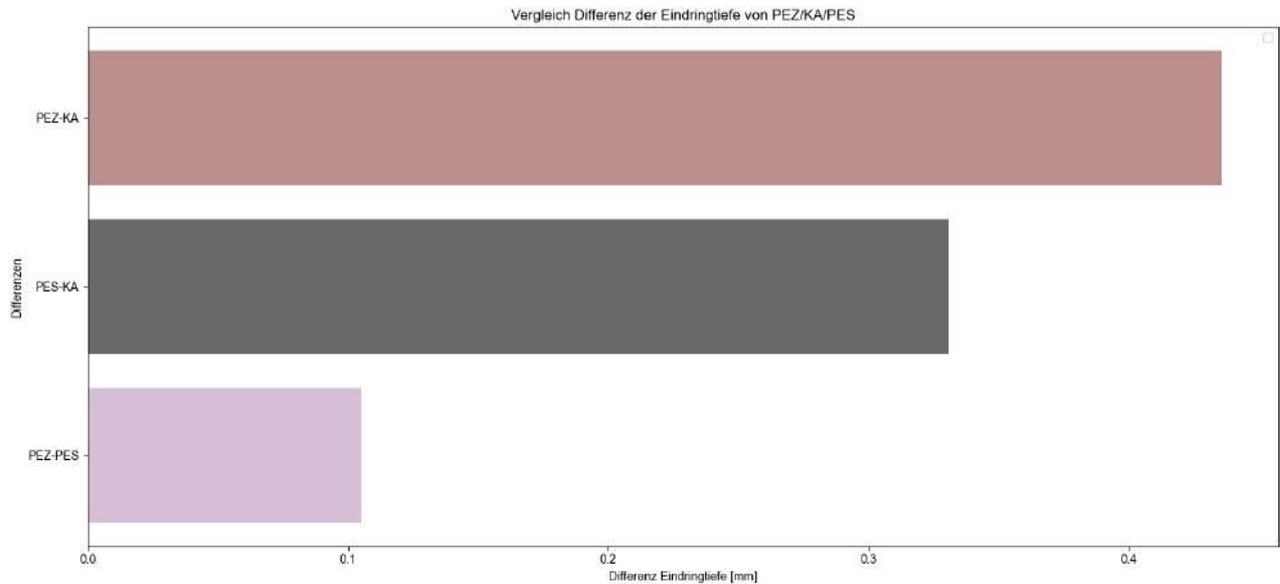


Abb. 45: Vergleich der Differenzen der mittelwertigen vertikalen Anhebung zwischen konventioneller Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkon (PEZ) und Planmeca Emerald Scan (PES).

Um die Unterschiede zwischen den Messverfahren zu verdeutlichen, sind die entstehenden Differenzen in Abb. 45 graphisch dargestellt. Für alle Messverfahren ist der Ausgangszustand mit der starren Position des OK Gipsmodellscans im Zirkonzahn Modifier Programm entscheidend. Bei PEZ wurde der IOS UK Scan mit dem dazugehörigen Buccalscan direkt zu dem OK Modellscan gematcht. Zwar bleibt damit die Position des OK zur Messung KA identisch und erlaubt einen direkten Vergleich, jedoch dringt der IOS UK in den OK Modellscan wesentlich stärker ein, was zum einen auf der zu diversen Matchoberfläche zwischen Buccalscan und OK Modellscan beruht. Zum anderen ist die Durchdringung von dem unterschiedlichen Scanvolumen und der damit zusammenhängenden unterschiedlichen Datenmenge abhängig (4.3.5).

Da bei dem IOS der Buccalscan die Raumposition einnimmt, in der die Zuordnung des IOS OK und IOS UK am Patienten stattgefunden haben und nicht wie bei PEZ zum OK Modellscan, wird anhand PES die proportionale Größendifferenz zwischen Intraoralscan und Extraoralscan deutlich. Die Messung PES gibt die Zuordnung der IOS Modelle wieder, wie sie am Probanden aufgenommen wurden. Die resultierende Differenz von 0,105 mm zwischen PEZ und PES verdeutlicht den Matchunterschied des Buccalscans zum OK Zirkonzahn Modellscan beziehungsweise zum OK Emerald Intraoralscan.

3.1.5 Vergleich Messung KA & PES & ZZS

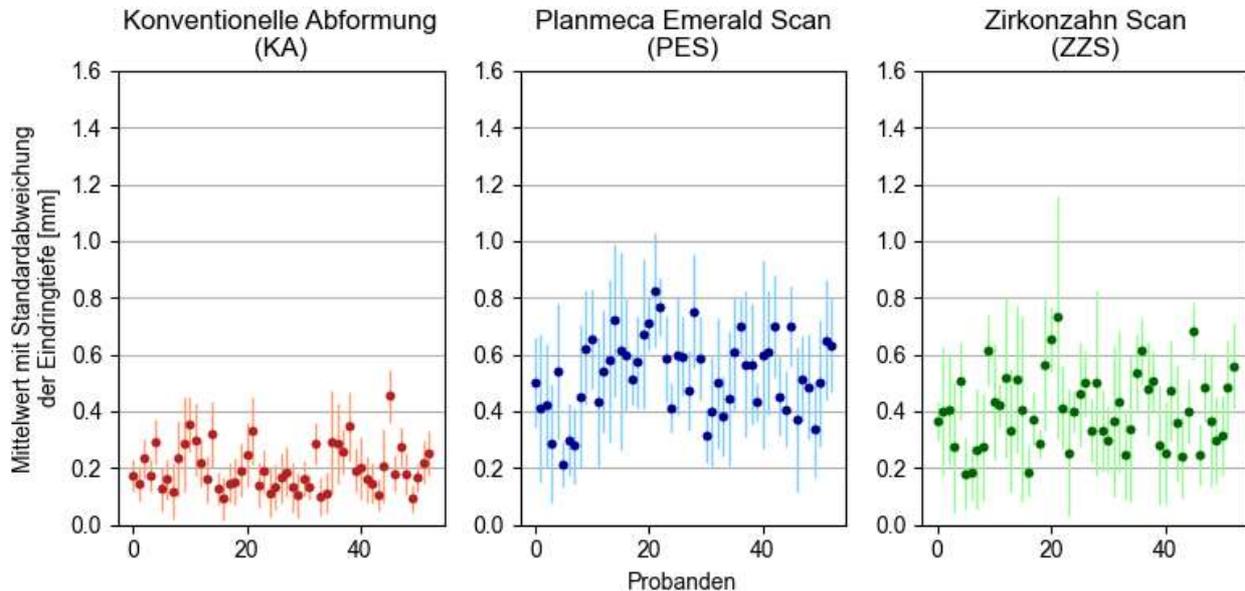


Abb. 46: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Scan (PES) und Zirkonzahn Scan (ZZS)

Die Abb. 46 vergleicht die unterschiedliche Zuordnung der Kiefer zueinander. Mit PES wird die Zuordnung nach dem IO Emerald Scanner von Planmeca und anschließender Verschränkung dargestellt. ZZS beschreibt die Zuordnung der Modelle nach dem Zirkonzahn Scansystem. Um einen Vergleich zur konventionellen Abformung zu ermöglichen, erfolgt die Zuordnung im Zirkonzahn Modifier Programm an der starren Oberkiefermodellposition im digitalen Artikulator. Die vom Modifier Programm neu bestimmte Position führt zu einer mittelwertigen Durchdringung von $0,403 \pm 0,131$ mm und einem Medianwert von 0,4 mm. Die minimale Abweichung mit 0,258 mm und maximalen Abweichung mit 0,333 mm reduzieren den Messbereich im Vergleich zu PES um $54\mu\text{m}$.

3.1.5.1 Direktvergleich Messung KA, PES, ZZS

Tab. 13: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen KA, PES, ZZS

Parameter	KA [mm]	PES [mm]	ZZS [mm]
Mittelwert Set Distance	0,201	0,531	0,403
Medianwert	0,18	0,54	0,4
Standardabweichung	0,079	0,137	0,131
abs. min. Abweichung	0,149	0,304	0,258
abs. max. Abweichung	0,131	0,341	0,333

3.1.5.2 Differenzvergleich Messung KA, PES, ZZS

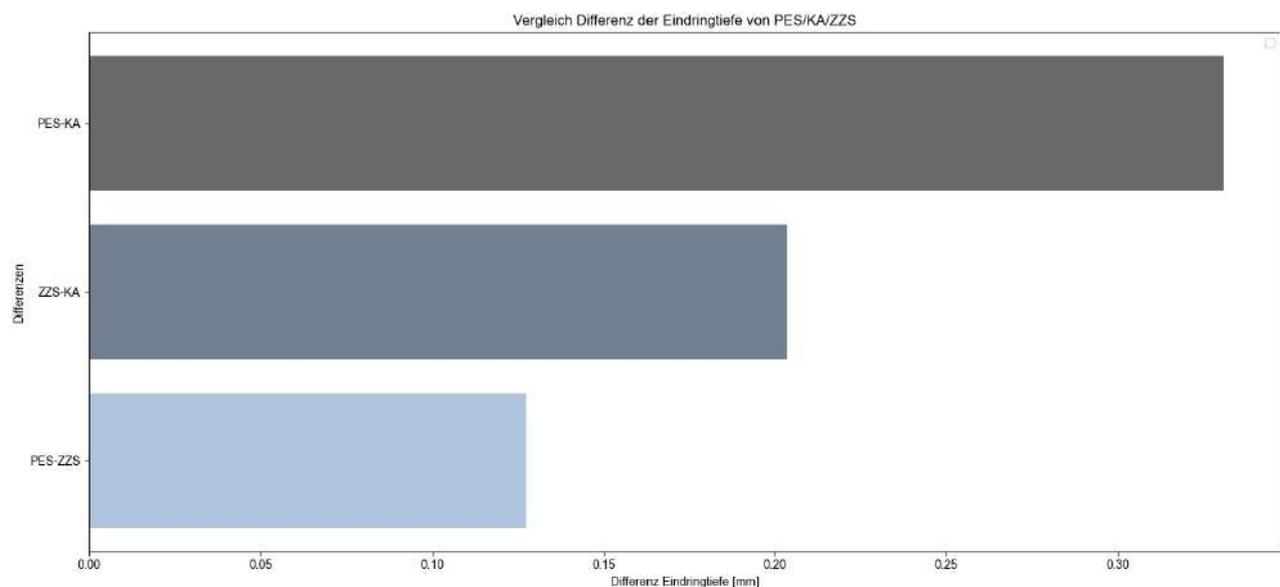


Abb. 47: Vergleich der Differenzen der mittelwertigen vertikalen Anhebung zwischen konventioneller Abformung (KA), Planmeca Emerald Scan (PES) und Zirkozahn Scan (ZZS)

Die Abb. 47 vergleicht den Unterschied zwischen PES und ZZS. Während bei PES die im Mund durch den Emerald Scanner festgelegte Position der Buccalscans zu den OK und UK IOS beibehalten wird (3.1.4.2), wird bei ZZS die Zuordnung aufgelöst und mit dem Modifier Programm neu gematcht. Die Differenz zwischen PES und ZZS zu KA sinkt von 0,331 mm auf 0,203 mm. Die neue Zuordnung der IOS zueinander weist auf die Matchungsgenauigkeit beider Verfahren hin. Der Differenzunterschied von 0,128 mm zwischen PES

und ZZS verdeutlicht die Abhängigkeit der Unterkieferposition vom Buccalscan. Ziel des Vergleichs von PES und ZZS ist die Visualisierung der Zwangsposition der Kiefer bei PES, entstehend aus den bei geöffnetem Mund gescannten Kiefern und den flankierenden Buccalscans bei geschlossener Bissituation. Bei ZZS wird diese Zwangsposition der Kiefer aufgelöst und nach möglichst hoher Übereinstimmung der Matchoberflächen neu zugeordnet. Die Differenz von 0,128 mm verdeutlicht den Matchfehler zwischen dem Zirkonzahn Modifiersystem und dem Emerald Scansystem von Planmeca.

3.1.6 Vergleich Messung KA & ZZS & ZZG

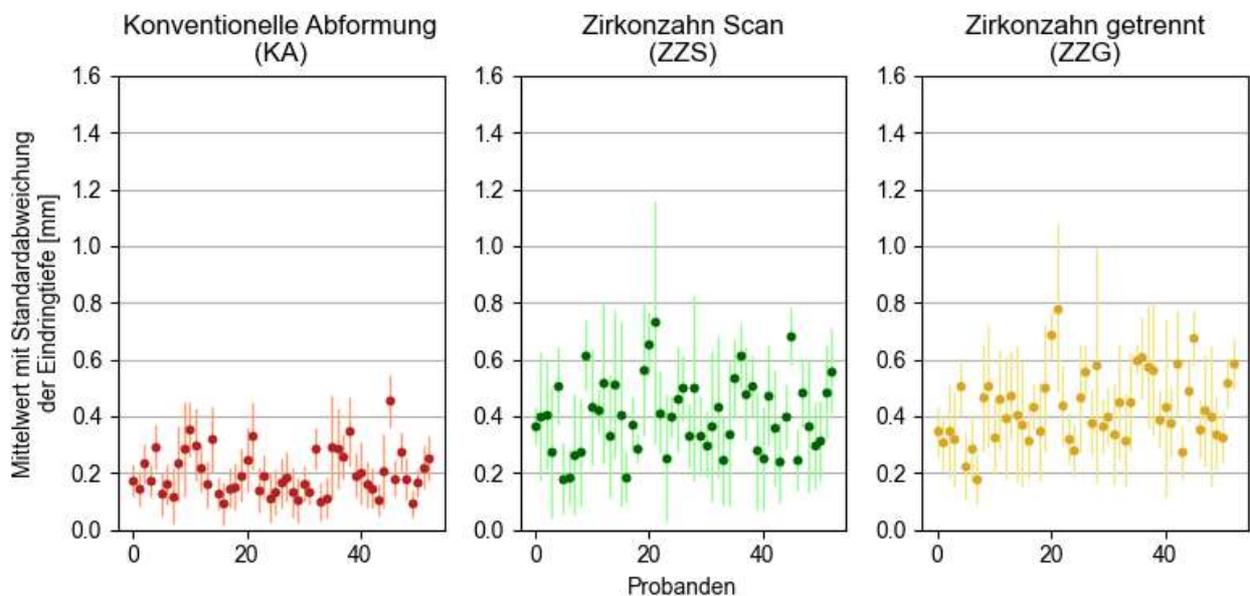


Abb. 48: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung konventionelle Abformung (KA), Zirkonzahn Scan (ZZS) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG)

Mit Abb. 48 wird der direkte Vergleich zwischen KA und ZZS deutlich, bei dem eine Verdopplung des Mittelwerts (0,201/0,403), des Medianwerts (0,18/0,4) sowie bei dem durch minimale und maximale Abweichung begrenzenden Messbereich (0,28/0,591) erkennbar ist. Trotz signifikanter Reduktion der Verschränkung von PES zu ZZS, nimmt die Präzision der Messpunkte nur gering zu. Die Standardabweichung bleibt unverändert. Die einzelnen Messwerte pro Probanden werden somit in der Gesamtheit geringer, die Abweichung zum Mittelwert bleibt jedoch ähnlich. Die neue Zuordnung der Scans nach dem Modifier

Programm gleicht mögliche Neigungen der Kiefer zueinander, die eine solch hohe Variabilität in den einzelnen Messwerten hervorruft, nur geringfügig aus. Um mögliche Verfahrensfehler auszuschließen, werden die IOS halbiert und als Quadrantenscans abgespeichert. Diese Quadrantenscans werden mit dem jeweilig einzelnen Buccalscan neu zugeordnet und gemessen. Für ZZG ergibt sich eine mittelwertige Durchdringung von $0,431 \pm 0,122$ mm mit einem Medianwert von 0,407 mm. Die Standardabweichung sinkt im Vergleich zu ZZS vernachlässigbar gering. Die mittlere minimale Durchdringung mit 0,237 und maximale Durchdringung mit 0,28 mm reduziert sich zu ZZS um 74 μ m.

3.1.6.1 Überprüfung der Messkorrektur

Tab. 14: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, Spacer und Groups, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung nach Set Distance der Messungen ZZS, ZZG

Parameter	ZZS [mm]	ZZG [mm]
Mittelwert Set Distance	0,403	0,431
Mittelwert Spacer	0,409	0,438
Mittelwert Groups	0,406	0,433
abs. min. Abweichung	0,258	0,237
abs. max. Abweichung	0,333	0,28
Medianwert	0,4	0,407
Standardabweichung	0,131	0,122

Die Kontrollmessung ZZG bestätigt das korrekte Matching nach ZZS. Von identischen Messwerten ist nicht auszugehen, auch weil bei der Messung nach ZZG ein direkter Vergleich aufgrund Fehlen des Messpunktes an 31/41 nicht möglich ist. Dennoch wird deutlich, dass trotz Anstieg des Mittelwertes der Messbereich wesentlich verschmälert ist und die einzelnen Mittelwerte näher an dem Durchschnittswert lokalisiert sind. Durch die getrennte Messung sinkt die Messvariabilität, welche durch mögliche eingenommene Zwangspositionen infolge der Buccalscans bei ZZS entstehen (3.1.5.2). Anhand ZZG wird die Abhängigkeit der Unterkieferposition von der Zuordnung des rechten und linken Buccalscans zueinander deutlich. Die Beeinflussung der Buccalscans auf die einzelnen Kieferhälften wird im folgenden Kapitel 3.2.1 genauer verifiziert.

3.2 Quadrantenscan

Neben der Untersuchung der Ganzkieferscans wurden zusätzlich an jedem Probanden ein weiterer Scan des 1. und 4. Quadranten mit dazugehörigem Buccalscan durchgeführt.

3.2.1 Vergleich Messung PEQ & ZZG1 & ZZG2

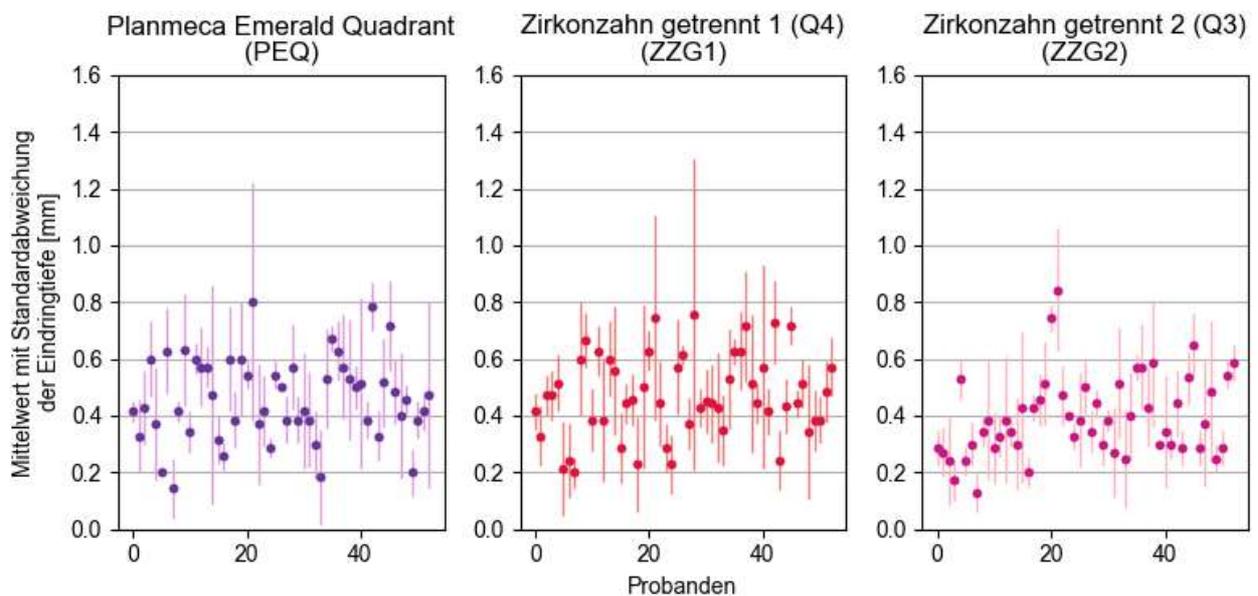


Abb. 49: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung Planmeca Emerald Quadrant (PEQ), Zirkozahn Getrennt 1 (ZZG1) und Zirkozahn Getrennt 2 (ZZG2)

Die Abb. 49 setzt die Messung PEQ mit den getrennten Messungen ZZG1 und ZZG2 in Beziehung. Nach PEQ ergibt sich für den Quadrantenscan eine mittelwertige Durchdringung von $0,461 \pm 0,146$ mm und einem Medianwert von $0,457$ mm. Es zeigt sich keine signifikante Senkung der Verschränkung, sondern eine weitere Zunahme (ZZS $0,403$; ZZG $0,431$). Der Messbereich von $0,376$ mm sinkt im Vergleich zu ZZS ($0,591$) und ZZG ($0,517$) stark. Die getrennte Auswertung von ZZG1 und ZZG2 erlaubt durch gleiche Messpunktanzahl gleich einen Vergleich zu PEQ. Die mittelwertige Durchdringung von ZZG1 ist mit $0,472 \pm 0,138$ mm um $76 \mu\text{m}$ stärker, als für ZZG2 mit $0,396 \pm 0,107$ mm. Ähnliche Abweichungen liegen auch für den Medianwert und die Standardabweichung vor (Tab. 15).

3.2.1.1 Direktvergleich ZZG1 und ZZG2

Tab. 15: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen PEQ, ZZG1, ZZG2

Parameter	PEQ [mm]	ZZG1 [mm]	ZZG2 [mm]
Mittelwert Set Distance	0,464	0,472	0,396
Medianwert	0,457	0,45	0,383
Standardabweichung	0,146	0,138	0,107
abs. min. Abweichung	0,175	0,182	0,148
abs. max. Abweichung	0,201	0,205	0,154

Die Tab. 15 verdeutlicht die numerischen Unterschiede der Quadrantenmessungen. Auffällig ist, dass PEQ keine signifikante Senkung der Messwerte zu ZZG1 aufweist, sondern gegenteilig zu ZZG2 diese sogar wesentlich höher sind. In diesem Fall scheint nicht das Scanvolumen, sondern das Matchingverfahren entscheidend für die Durchdringung der Scans zu sein. Der direkte Vergleich ist nur mit ZZG1 und PEQ aufgrund gleicher Quadrantenseite möglich. Die Abweichungen in der Verschränkung sind mit 9 µm verhältnismäßig gering. Die Standardabweichung nimmt um 8 µm zu und der Messbereich zwischen PEQ (0,376 mm) und ZZG1 (0,387 mm) ist für die Größenverhältnisse ähnlich. Die Messung ZZG2 zeigt hingegen eine wesentlich höhere Richtigkeit und Präzision in den Messwerten. Auch wenn sich der Mittel- und Medianwert im Vergleich zur Messung KA verdoppeln, nähert sich Messbereich mit 0,302 mm dem von KA (0,28) an. Gleiches gilt auch für die Standardabweichung (0,107/0,79). Die Kontinuität der Durchdringung unterhalb der Probanden steigt.

3.2.1.2 Differenzvergleich Messung ZZG1, ZZG2, PEQ

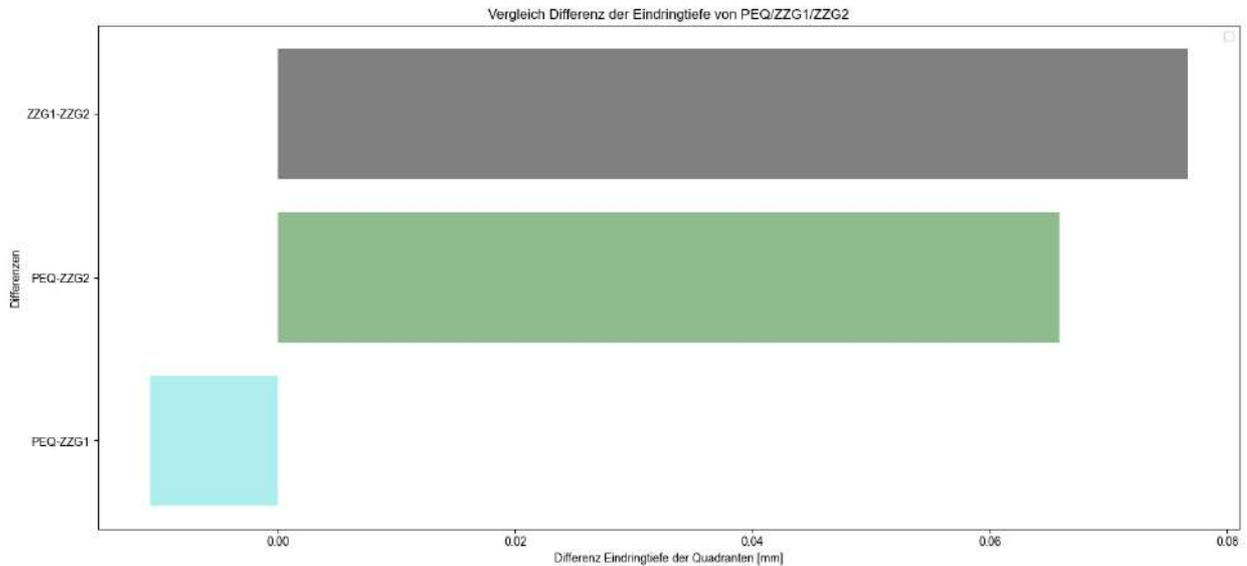


Abb. 50: Vergleich der Differenzen der mittelwertigen vertikalen Anhebung zwischen Planmeca Emerald Quadrant (PEQ), Zirkonzahn Getrennt 1 (ZZG1) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG2)

Die Abb. 50 verdeutlicht die Differenz von 76 μm zwischen ZZG1 und ZZG2. Diese entsteht durch eine geringere Eindringtiefe auf Seiten des 2.I3. Quadranten. Ausgehend von der Prämisse, dass durch Trennung des Ganzkiefers und neuer Zuordnung der Quadranten die Beeinflussung der jeweilig kontralateralen Kieferhälfte wegfallen und die Verschränkung für ZZG1 und ZZG2 ähnlich ausfallen sollte, ist dennoch ein Unterschied erkennbar. Die Ursache für diese Diversität zwischen den Kieferseiten wird im folgenden Kapitel diskutiert.

Der Vergleich zu dem Quadrantenscan PEQ macht den Einfluss der Buccalscans deutlich. Da die Zuordnung durch das Zirkonzahn Modifier Programm erfolgt, bleibt der Einfluss des Scanvolumen zweitrangig. Zwar beeinflusst das Datenvolumen die Genauigkeit der Scans und damit die Übereinstimmung der zu matchenden Oberflächen, in diesem Falle würden die Messwerte jedoch zugunsten des Quadrantenscans ausfallen.

Der Einfluss des Scanvolumen wird anhand PES verglichen, bei der die Zuordnung wie bei PEQ durch den Emerald Scanner stattfindet. Die Eindringtiefe zwischen Ganzkieferscan (0,531 mm) und Quadrantenscan (0,464 mm) sinkt um 67 μm .

3.2.2 Vergleich Messung ZZG & ZZG1 & ZZG2

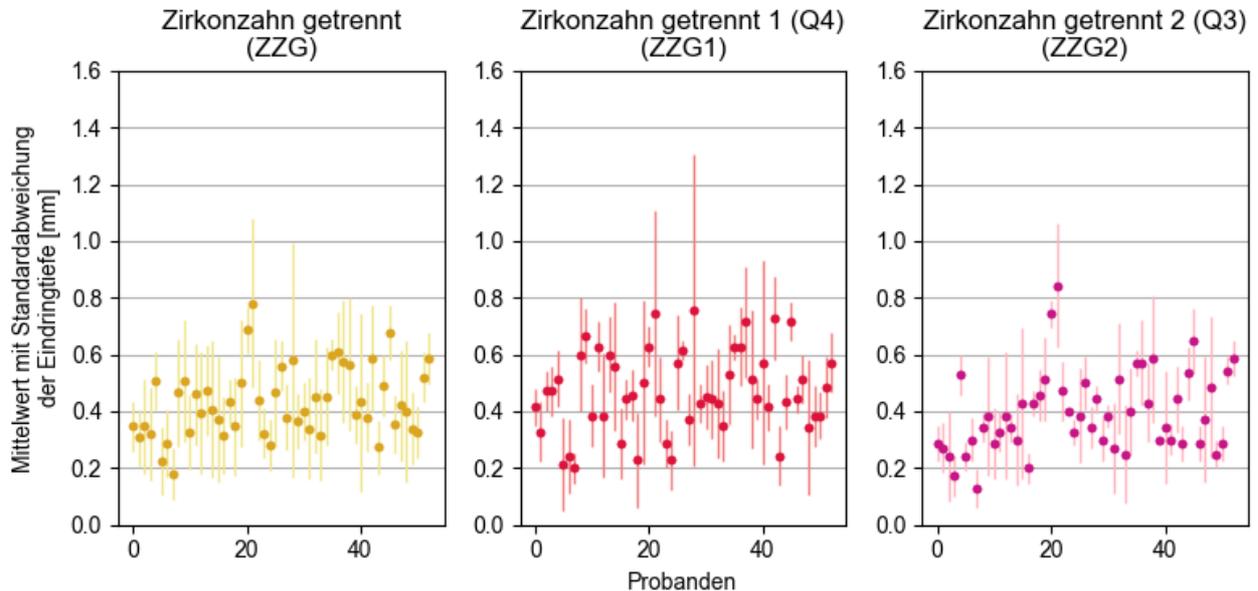


Abb. 51: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung Zirkonzahn Getrennt (ZZG), Zirkonzahn Getrennt 1 (ZZG1) und Zirkonzahn Getrennt 2 (ZZG2)

Die Abb. 51 visualisiert die ungleichmäßige Verteilung der einzelnen Messwerte, die zugunsten des 2./3. Quadranten ausfallen. Während der Mittelwert und die Standardabweichung von ZZG zentral zwischen ZZG1 und ZZG2 lokalisiert sind, tritt der Median von ZZG und ZZG1 deutlich unterhalb des Mittelwertes. Die Messwerte bei ZZG und ZZG1 sind daher unterhalb des Medians dichter angesiedelt, während oberhalb des Medians die Werte unbeständiger schwanken. Bei ZZG2 liegt in allen Messungen eine gleichmäßige Verteilung der Werte vor. Anhand der Trennung der Kieferhälften erfährt der Unterkiefer eine ungleichmäßige Neigung mit vertikaler Anhebung auf Seiten des 1.14. Quadranten.

Durch die einseitige Verteilung der Messwerte sinkt der Messbereich bei ZZG1 auf 0,387 mm und bei ZZG2 auf 0,302 mm nicht gleichmäßig. Dennoch wäre eigentlich davon auszugehen, dass durch erneutes Matchen der rechten Kieferhälfte (ZZG1) eine höhere Interferenz, wie es bei der linken Kieferhälfte (ZZG2) der Fall ist, besteht.

3.2.2.1 Anteil Quadrantmessung von Ganzkiefermessung



Abb. 52: Prozentualer Anteil der mittelwertigen Durchdringung des getrennten Semi Arch der rechten Kieferhälfte (Zirkonzahn Getrennt 1) und der linken Kieferhälfte (Zirkonzahn Getrennt 2) an dem Mittelwert der vertikalen Differenz nach der Ganzkiefermessung Zirkonzahn Getrennt (ZZG)

Anhand des Kreisdiagramms der Abb. 52 wird die ungleichmäßige Verteilung der Messwerte deutlich. Der Mittelwert von ZZG1 (0,472 mm) und ZZG2 (0,396 mm) sind nicht mit dem von ZZG (0,431 mm) übereinstimmend. Bei der inhomogenen Verteilung der Messwerte liegt der prozentuale Anteil von ZZG1 an ZZG bei 54 % (41 μm) und ZZG2 bei 46 % (35 μm). Zwar ist der Anteil von ZZG1 um 8 % höher, unter Berücksichtigung des absoluten Defizits von 6 μm (41-35=6 μm) ist der Mittelwert von ZZG (0,431) mm dem von ZZG2 (0,396 mm) stärker angenähert. Gleiches gilt auch für die Standardabweichung und dem Medianwert. Der Einfluss von ZZG2 auf ZZG ist infolge des komprimierten Messbereiches höher, da der Mittelwert als einzige Vergleichsinstanz nicht ausreicht (3.2.2).

3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse aller Messungen

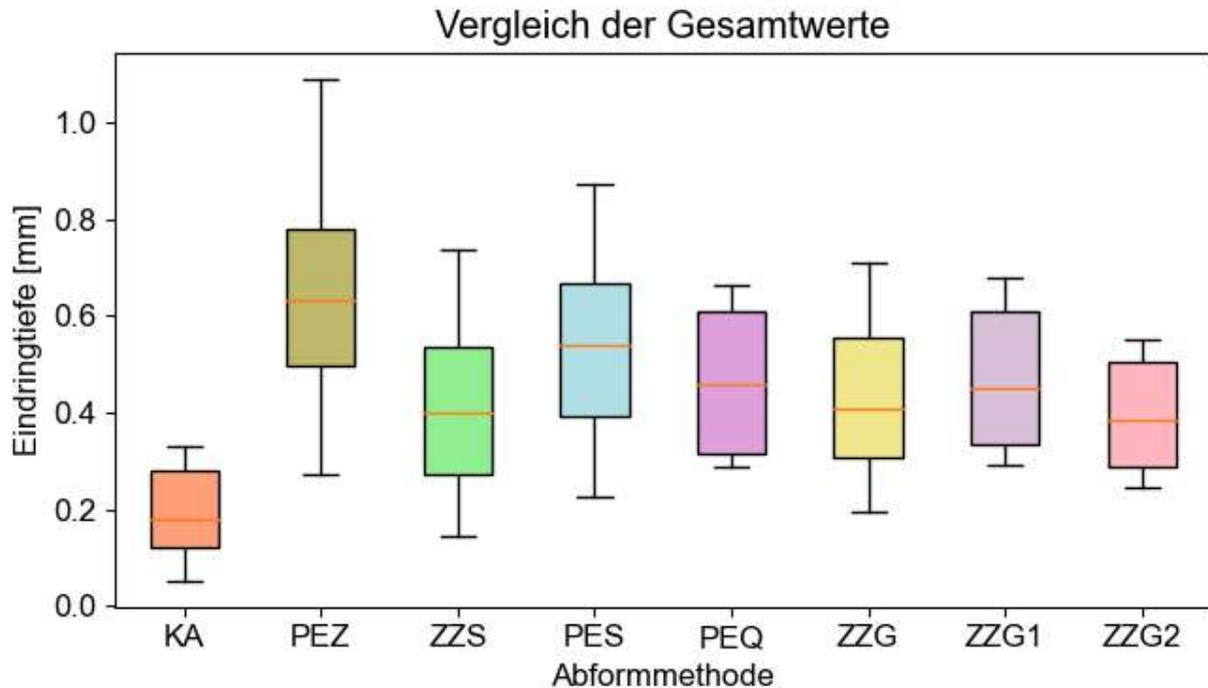


Abb. 53: Direkte Gegenüberstellung der Medianwerte (—), der Mittelwerte mit Standardabweichung und der Varianz der vertikalen Differenz aller Probanden nach den verschiedenen Messmethoden: konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkonzahn (PEZ), Zirkonzahn Scan (ZZS), Planmeca Emerald Scan (PES), Planmeca Emerald Quadrant (PEQ), Zirkonzahn Getrennt (ZZG), Zirkonzahn Getrennt 1 & 2 (ZZG1 & ZZG2) (2.2.4)

Im direkten Vergleich wird der signifikante Unterschied zwischen konventioneller Abformung und digitaler Abformung deutlich. Die Ergebnisse nach KA werden jedoch nicht als Maß der Richtigkeit betrachtet (4). Eine ähnliche Präzision zeigt sich erst bei ZZG2 wieder. Vergleichbare Ergebnisse bildet ZZS, bei der die Zuordnung wie bei KA durch das Modifier Programm von Zirkonzahn erfolgt. Durchschnittlich wird eine Verdopplung aller Werte zwischen konventioneller und digitaler Abformung unter Berücksichtigung der Fehlerquellen bei Herstellung und Montage der Gipsmodelle, sowie bei den Matchvorgängen von ZZS sichtbar (3.1.5).

Aufgrund gleichbleibender Oberkieferposition im Modifier Programm lassen sich die Ergebnisse der Messung PEZ mit den der Messung KA in Relation setzen. Jedoch zeigt die Messung PEZ die größte Abweichung, auch weil zwei verschiedene Scansysteme direkt

miteinander verglichen werden. Die Differenz von 105 μm zwischen PEZ und PES spiegelt den Fehler wider, der zum einen durch die unterschiedliche Zuordnung im Mund bei Erstellen des Buccalscans in geschlossener Bissituation entsteht und zum anderen durch die bei mundoffener Abformung entstandenen Gipsmodellsituation entsteht, die mittels Overviewscan in Relation gebracht wird.

Die Ergebnisse von PES spiegeln die Nuancierungen beim Matchvorgang zwischen den unterschiedlichen Scansystemen Zirkozahn (ZZS) und Planmeca (PES). Auffällig ist der gleichbleibende Messbereich, bei Anstieg des Mittel- und Medianwerts um etwa 24% (3.1.5.2). Der Vergleich von PES mit dem Quadrantenscan bestätigt die These, dass es durch die Abnahme des Scanvolumens und der Scandauer zu einer Zunahme der Präzision kommt.

Um den Einfluss des Matchvorgangs und der Buccalscans zu visualisieren, werden die digitalen Modelle halbiert und entsprechend der Zuordnung von ZZS gematcht. Es ist keine signifikante Differenz zwischen ZZG und ZZS ersichtlich (Vergleich Messung KA & ZZS & ZZG). Eine exakte Übereinstimmung ist auszuschließen, da der Messpunkt 31/41 aufgrund Trennung entlang der Mittellinie nur einseitig bestimmt werden kann.

Die Darstellung von ZZG1 und ZZG2 macht auf die differente Zuordnung durch den jeweiligen Buccalscan und den dadurch entstehenden Einfluss auf die durchschnittliche Durchdringung und deren Abweichung aufmerksam (3.2.2). Auch wenn auf Seiten des 2./3. Quadranten die Durchdringung geringer scheint, so ist die Präzision höher.

Unter Berücksichtigung des quadrantenabhängigen Matchen wird deutlich, dass unabhängig von der kontralateralen Seite der Buccalscan auf Seiten des 1./4. Quadranten eine kontrastere Beeinflussung auf die Kontaktpunktposition hat, da ZZG1 zu PEQ sowohl im Median, im Messbereich und der Standardabweichung angenähert ist (Vergleich Messung PEQ & ZZG1 & ZZG2).

4. Diskussion

In der nachfolgenden Diskussion wird zunächst auf das Material eingegangen. Auch wird die Methodik der Untersuchung diskutiert. Die Schwerpunkte liegen dabei auf dem Ablauf bei konventioneller und digitaler Abformung, den Scanvorgang beeinflussende Faktoren, der resultierende Einfluss auf die Scangenaugigkeit, der Gesamtfehler bei der Digitalisierung und die Zuordnung der Kiefer zueinander. Abschließend folgt die Diskussion über die Übereinstimmung von Einschleifmenge und Verschränkung der Intraoralscans mit Klärung der aufgestellten These.

4.1 Diskussion des Materials

4.1.1 Materialauswahl

In dieser Untersuchung sind die den Gipsmodellen zugrundeliegenden Abformungen mit additionsvernetzten Silikonen in einer zweiphasigen einzeitigen Doppelmischtechnik verwendet worden. Der entstehende Fehler der Doppelmischtechnik ist in der Literatur als äußerst gering beschrieben. Es werden Größenänderungen von Gipsstümpfen nach Ausguss von additionsvernetzten Silikonabformungen von $\pm 10 \mu\text{m}$ in der Transversalen (Hoderath, 1983) und $12\text{-}19 \mu\text{m}$ in der Vertikalen mit okklusalen Veränderungen angegeben (Wichmann und Borchers, 1992). Ender et al. untersuchten ebenfalls die Genauigkeit unterschiedlicher Abformmaterialien. Für Hochpräzisionsabformungen mit Vinylpolysiloxanen ergeben sich entsprechend niedrige Werte von bis zu $25 \mu\text{m}$. Die Genauigkeit von Gipsmodellen, die im Rahmen einer Alginatabformung erstellt werden, liegen zum Vergleich bei bis zu $200 \mu\text{m}$ [$162,2 \mu\text{m} \pm 71,3 \mu\text{m}$] (Ender et al., 2016).

Ein weitaus größerer Einflussfaktor auf die Genauigkeit bildet die patientenbezogene Abformung im Mund. Um eine möglichst originalgetreue Abformung zu erzielen, wird daher bei jedem Probanden eine Vorabformung mit Silikonstops durchgeführt. Diese verhindert ein Abgleiten und Durchdrücken bei der Doppelmischabformung mit dem Heavy und Light Body Material, fördert die Reposition des Abformlöffels und trägt zur Dimensionsstabilität bei. Weitere Fehlerquellen bilden die verwendeten Gipse zur Modellherstellung und Artikulation. Bei Verwendung der Gipse ist die Abbindeexpansion zu beachten.

Sie ist abhängig von der Menge des Anmischwassers und erreicht ihr Maximum von <0,08 lin.% für Superhart Gips und 0,06 lin.% für Artikulationsgips erst nach Stunden (Marxkors und Meiners, 2005). Daher findet die Ausarbeitung und Artikulation der Modelle auch frühestens nach 24 Stunden statt. Die Anmischung erfolgt mit einem Vakuumanmischgerät und destilliertem Wasser. Verarbeitungszeit und Wassermenge werden wie vom Hersteller angegeben eingehalten, um einen möglichst geringen Verarbeitungsfehler zu erzielen. Geht man durchschnittlich von einer Abbindeexpansion von 0,05 lin.% aus, so beträgt die Dimensionsveränderung etwa 3,5 µm (Rechnung: $(1/100 \times 0,05) \times 7 \text{ mm} = 0,0035 \text{ mm}$). Diese Abweichung ist jedoch vernachlässigbar und klinisch akzeptabel. Wesentlich entscheidender ist die korrekte Modellmontage.

4.1.2 Digitale Abformung

In dieser Untersuchung wurden digitale intraorale Abformungen des Emerald Scans mit konventionellen Abformungen verglichen. Da die intraorale Situation nicht als absolutes Referenzobjekt vorliegt, wurden die Gipsmodelle ihnen als extraorale Referenz zugrunde gelegt und als Zirkonzahn Scan digitalisiert. Dadurch lässt sich der direkte Workflow mit der indirekten Digitalisierung vergleichen. Wesentlicher Unterschied ergibt sich durch die Summierung der Abweichungen des extraoralen Scanvorgangs zu den Fehlern der konventionellen Abformung. In vitro Studien ergaben so Passgenauigkeiten von Gipsmodellen um $50,2 \mu\text{m} \pm 6,1 \mu\text{m}$ und $54,1 \mu\text{m} \pm 16,4 \mu\text{m}$ (Shembesh, 2016; Lee et al., 2014). Bei dem Chairside Verfahren entfällt zwar das Summieren von Fehlern, jedoch kann der direkte Scan durch äußere patientenbezogene Einflüsse stark variieren und zu großen Abweichungen führen (4.2.2). Nicht änderbar sind die technischen Gegebenheiten beider Scanverfahren.

Der Emerald Scanner von Planmeca arbeitet mit einem Videoaufnahmeverfahren. Mittels Rot-, Grün- und Blau-Laser projizierte Mustertriangulationen werden über 36 3D-Datensätze pro Sekunde erstellt. Die Scangenauigkeit wird lokal mit bis zu 20 µm und für den Kieferbogen mit <100 µm angegeben. Neuere Studien geben eine Präzision von 73 µm und 60 µm bei Einzelkronenscans mit Emerald an, sodass er eine weitaus größere Abweichung in der Genauigkeit für Einzelkronenpräparate zeigt (Diker und Tak, 2020). Studien über die Scangenauigkeit des Zirkonzahn Scanners S600 liegen nicht vor. Es wird

von Herstellerseite eine Scanpräzision von $<10\ \mu\text{m}$ angegeben (Zirkonzahn, 2020). Beide Verfahren arbeiten mit der aktiven Triangulation (1.4.2.1). Die erreichbare Messgenauigkeit hängt dabei vom Triangulationswinkel, der Bildfeldgröße und der Anzahl der Kamerabildelemente ab (Dirksen et al., 1999). Der Triangulationswinkel bei Planmeca Emerald ist unbekannt. Bei einer Messfeldgröße mit $17,6\ \text{mm} \times 13,2\ \text{mm}$ und einen Höhenmessbereich von $0\text{-}20\ \text{mm}$ kann man bauartbedingt von einem kleinen Triangulationswinkel von $10\text{-}15^\circ$ ausgehen. Dieser führt zu einer niedrigen Auflösung, erlaubt aber intraoral den „großen“ Messbereich. Befindet sich das zu scannende Objekt außerhalb dieses Bereiches, werden dort keine Messwerte aufgenommen und der Scan weist an den Stellen „Löcher“ auf, die durch Überlagerung und nachfolgender Bearbeitung der Scandaten interpoliert werden und so zu Ungenauigkeiten führen. Der Zirkonzahn S600 arbeitet mit einem Scanbereich von $115\ \text{mm} \times 78\ \text{mm}$. Während bei dem Intraoralscan die Tiefenmessung limitiert ist, kann man bei dem Extraoralscan von einem wesentlich größeren Abstand von Linse zum Sensor und von Laserquelle zum Sensor ausgehen. Neben dem großen Scanbereich und Triangulationswinkel wird dadurch die Genauigkeit erhöht (Logozzo, 2014). Anhand der technischen Daten und des softwaregeführten Scanvorgang ist abzulesen, dass Intraoralscanner hinsichtlich der Genauigkeit hinter Extraoralscannern zurück liegen (Frank, 2018).

4.1.3 Umwandlung der Scans

Der im Planmeca und Zirkonzahn System implementierte Algorithmus unterscheidet sich in der Verarbeitung der digitalen Modelle und generiert die Modelle in einem systemspezifischen Datenformat. Daher werden alle Dateien als stereolithografische STL-Datei abgespeichert, da dies das gebräuchlichste Format ist. Es ist jedoch nicht nachvollziehbar, in wie weit die Systeme die Scans bearbeitet haben. Hierzu gehört das Glätten, Auffüllen von Löchern, Ändern der Auflösung, sowie Löschen von Überlagerungen.

4.2 Diskussion der Methodik

4.2.1 Modellmontage

Nach Erstellen der Gipsmodelle erfolgt das mittelwertige Artikulieren in den Artex CR Artikulator. Dieser Schritt bildet meist die größte Fehlerquelle - insbesondere die Zuordnung mittels Futarbiss. In der Literatur wird eine durchschnittliche Vertikal-Abweichung von 20 μm bei Scan des auf dem Zahnstumpf reponierten Registrats angegeben (Gubitz, 2011). Zwar wurde mit Registrat Ober- und Unterkiefer einartikuliert, die indirekte Digitalisierung fand jedoch ohne Registrat statt. Ghazal et al. geben eine Vertikalveränderung zwischen 6 μm und 33 μm an (Ghazal et al., 2008, 2010). Neben dem entstehenden Fehler in der Vertikalen zeigt sich auch ein Modellversatz zwischen 20 μm und 50 μm (Breeding et al., 1994).

Weitere Studien ergeben ähnlich entstehende Abweichungen von 18 μm bis 27 μm für die Vertikale und 42 μm bis 61 μm für die Transversalebene (Millstein und Hsu, 1994). Um den Fehler möglichst zu minimieren, wird in der vorliegenden Untersuchung der Arti-Gips nach Herstellerangabe verarbeitet und das Futarbiss Registrat beschnitten, um Unterschnitte oder Fehlstellen zu beseitigen. Hierzu wird zuerst der Oberkiefer nach Ausrichtung des Unterkiefers mit Knetmaterial einartikuliert. Nach einer Aushärtungszeit von 60 Minuten findet das Einartikulieren des Unterkiefers statt. Beide Male wird der Artikulator mit einem okklusal einwirkendem 1 kg Gewicht belastet (Ghazal und Kern, 2010). Dies soll der Gipsexpansion entgegenwirken und eine konstante Übertragung der Vertikalrelation der Modelle ermöglichen, da diese von der Kraft des Behandlers abhängig ist (Mullick et al., 1981). Hierzu finden sich in der Literatur weitaus größere Vertikalabweichungen bei Reposition von Registraten auf den Modellen. Eriksson et al. beschreiben eine Anhebung der Vertikaldimension um 510 μm , Vergos und Tripodakis geben eine Vertikal-Abweichung um 500 μm an (Eriksson et al., 2002; Vergos und Tripodakis, 2003). Es ist daher offensichtlich, dass neben der Materialpräzision, Ungenauigkeiten insbesondere in der Kette Abformung - Modellherstellung - Modellmontage entstehen und erklären könnten, dass die in der Studie bestimmten Einschleifmengen durch Einfluss des Registrats auf die vertikale Höhe geringer sind, als die Durchdringung beim Intraoralscan. Sie entsprechen damit nicht der tatsächlichen Einschleifmenge.

4.2.2 Scanstrategie

In der Literatur werden Abweichungen der Scangenaugigkeit von 25 μm für Quadranten-scan und 50-80 μm für Ganzkieferscans toleriert. Die Genauigkeit intraoraler Scansysteme wird jedoch durch nicht eingehaltene Scanstrategien signifikant verschlechtert. Oftmals gestaltet sich die Erfassung von strukturlosen oder steil abfallenden Arealen als schwierig. Dies zeigt sich insbesondere in der Unterkieferfront (Ender und Mehl, 2013) und spiegelt sich in den zuvor beschriebenen Ergebnissen wider (3.1.3). Auch verschachtelt stehende Zähne, Unterschnitte oder Zähne im Engstand mit schwer zu scannenden Approximalflächen reduzieren die Scanqualität. Befinden sich diese Bereiche außerhalb des Scanfeldes, so werden keine Messwerte erzeugt und der Scan weist „Löcher“ auf, die durch den Scanalgorithmus interpoliert werden (Quaas et al., 2003; Beers et al., 2003). Es ist darauf zu achten, dass der Scankopf möglichst senkrecht zu der zu scannenden Oberfläche gehalten wird. Werden zum Beispiel die Buccalflächen zu tangential abgeformt, kann dies beim Korrelieren der Buccalflächen zu Ungenauigkeiten führen. Der Scankopf sollte dabei mit direktem Kontakt zur Oberfläche stehen. Das Abreißen der Aufnahme durch Verlassen des Höhenmessbereichs führt nur zu unnötig längeren Aufnahmezeiten durch stets neues Ansetzen und aufwändigen Finden einer passenden Bildsequenz zum Wiedereinstieg in den Scanvorgang (Sachdeva, 2001). Daher ist das korrekte Halten des Scankopfes neben dem Scanpfad wichtig, um zügig alle Scanbereiche korrekt darzustellen (2.1.3). Bei dem intraoralen Scan mit Emerald werden Einzelbilder in schneller Abfolge erstellt und durch automatische Verrechnung durch Live-Videoaufnahme aneinandergesetzt, sodass gewissermaßen ein Video entsteht. Dabei ist die Auflösung und Genauigkeit des Scans abhängig vom Prozess des Aneinanderfügens der einzelnen Bilder. Allein durch das Aneinanderfügen der Bilder ergibt sich eine transversale Abweichung mit einer Diskrepanz im Molarenbereich durch Aufdehnung oder Verschmälerung der Zahnbogenbreite (Klingbeil, 2006; Rudolph et al., 2002; Frank, 2018). Bei Überlagerung der Modelle in der vorliegenden Studie kann man bei Planmeca von einer Verbreiterung des Ganzkieferscans ausgehen, mit Stauchung der IOS Modelle (Abb. 54). Die hohe Anzahl an Messpunkten infolge von mehreren Einzelbildern bildet eine zerklüftete Oberfläche durch den größeren Fehler beim Matching. Um den potentiellen Fehler durch Aneinanderfügen der einzelnen Bilder möglichst gering zu halten, muss dies in dem

Scanpfad berücksichtigt werden und es sollte unnötiges Schwenken des Kamerakopfes und zu langes Scannen vermieden werden. Denn je mehr Einzelbilder aneinandergesetzt werden und je länger die Scanzeiten, desto größer ist der dadurch ergebende Fehler und desto schlechter die Scanqualität (Quaas, 2008). Bei 36 Datensätzen pro Sekunde werden im Idealfall bei einem 1-minütigen Ganzkieferscan über 1260 Datensätze gebildet. Dabei ist der Fehler zwischen den benachbarten Bildern deutlich geringer als der aufsummierte Fehler zwischen dem erst- und letztgescannten Bild. Je nach Scanner und Handhabung können bei der Bildüberlagerung systemunabhängige Überlagerungsfehler über 400 μm erreicht werden, die sich über den gesamten Kiefer akkumulieren, was klinisch im Hinblick auf die Herstellung einer funktionellen Rehabilitation nicht akzeptabel ist (Weise et al., 2011). Zwar soll, um die Datenmenge gering zu halten, darauf geachtet werden, dass der Scanvorgang nicht zu langwierig ist, um die Datenmenge gering zu halten, zu schnelle Scangeschwindigkeiten bedingen allerdings, dass der Scankopf auch zügig über die zu scannende Fläche bewegt wird und ebenfalls zu Artefaktbildung im Scan führt. Sammelt der Scanner zu viele identische Daten bei langsamen Scannen, führt das Anhäufen ähnlicher Einzelbilder zu einer Schichtdickenzunahme des Scans und erschwert das Aneinanderfügen zu einer Videosequenz. Um den Fehler durch eine korrekte Scanmethode möglichst gering zu halten, wurde daher vor Durchführung der Studie anhand Probepatienten und Seminarbesuch das Handling geübt, um ein routiniertes Scannen mit dem Emerald Scanner zu ermöglichen. Grundsätzlich folgt bei jedem Scansystem eine flache Lernkurve und muss daher trainiert werden. Dabei muss sich an den Scanpfad gehalten und durch sauberes und gezieltes Scannen, Artefakte und zusätzliche Fehler durch Anhäufen unnötiger Datenmengen vermieden werden (Ender und Mehl, 2013). Bei der extraoralen Digitalisierung entfällt die Scanstrategie. Das große Platzverhältnis erlaubt eine große Variabilität in der Tiefenmessung, dem Triangulationswinkel und Scanbereich. Durch das 2-Achs-System wird das zu scannende Objekt in die gewünschte Position navigiert und nach jedem Scan erneut automatisch korrekt positioniert. Unterschnitte, schwer zugängliche und steil abfallende Bereiche lassen sich somit besser darstellen. Die Scandauer und der Scanpfad werden nicht manuell beeinflusst und beträgt etwa 24 Sekunden pro Scan.

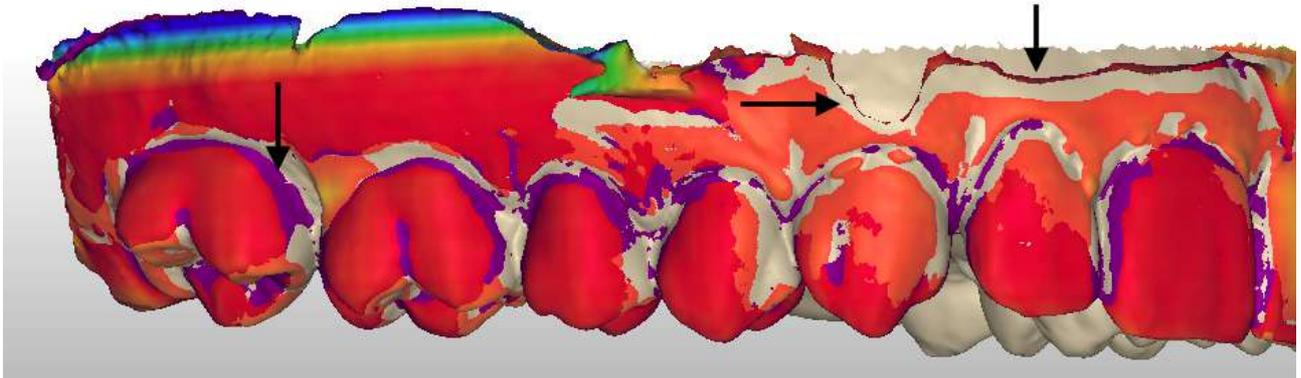


Abb. 54: Darstellung der übereinstimmenden Flächen von Überlagerung des IOS mit dem EOS Gipsmodell: IOS Modell (violett) ist verschmälert (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

4.2.3 Externe Faktoren

Sowohl bei dem Intraoral-, als auch bei dem Extraoralscan treten externe Faktoren auf, welche kaum vermeidbar sind und deren Einflüsse auf die Scanqualität sich nur schwer bestimmen lassen. Dabei handelt es sich um Speichelfluss, Patientenbewegung und intraorale Platzbegrenzung aber auch um externe Lichtreflexion. Bei der indirekten Digitalisierung fallen meist diese Fehler weg. Entscheidender Faktor spielt eher die externe Lichtreflexion und materialbedingte Lichtbrechung. Das Gipsmodell ist von seiner Oberfläche her so strukturiert, dass es beim Scannen zu Reflexionen an der Gipsoberfläche kommt. Das reflektierte Licht fungiert als Volumenstreuer und beeinflusst die Triangulation negativ mit Erhöhung der Messgenauigkeit des Scanners (Häusler und Ettl, 2004 b). Um die Beleuchtung als Einflussfaktor möglichst gering zu halten, findet der Scan bei dunkler Umgebung hinter Sekuritglas statt. Der Scanner kann das auf das Gipsmodell projizierte Muster wegen fehlenden Störlichts somit leichter erfassen. Von dem Hersteller gibt es jedoch keine vorgeschriebenen Angaben zur Umgebungsbeleuchtung. Die Lichtbedingungen beim Scannen in der Mundhöhle lassen sich nicht vollständig vermeiden und haben vorrangig bei Ganzkieferscans einen Einfluss auf deren Genauigkeit (Kienbaum, 2020). Streulichter mit derselben Wellenlänge wie das vom Scanner ausgesandte Licht könnten zu Veränderung der Laserintensität und damit zu Unter- oder Oberbelichtung am

Sensor führen. Insbesondere bei weitspannigen Aufnahmen können daraus Scanungenauigkeiten resultieren (Blanco et al., 2008).

Aufgrund unterschiedlicher Transluzenz von Zahnhartsubstanzen, Weichgeweben und Restaurationsmaterialien ist zudem kein konstanter Lichtbrechungsindex bestimmbar. Um die Fehlerquelle möglichst gering zu halten, werden gezielt auf die Mundhöhle starke Lichtquellen wie der Leuchte am Behandlungsstuhl verzichtet und die Scans bei möglichst gleichen Lichtverhältnissen durchgeführt. Neben der Zahnhartsubstanz kann auch der Speichel auf der Zahnoberfläche reflektieren oder in den Approximalräumen verbleiben, wodurch die Scanqualität reduziert wird (Mutwalli et al., 2018). Daher muss bei dem intraoralen Scan für eine relative Trockenlegung mittels Speichelsauger und Püster gesorgt werden. Eine kleine Mundhöhle, Zungendruck und bauliche Gegebenheiten des Scankopfes schränken zudem die Bewegung des Scanhandstücks ein (Güth et al., 2017; Logozzo et al., 2014).

Um einen möglichst großen Bewegungsspielraum ohne Beeinflussung der Wangenschleimhaut zu haben, wird diese mit einem Optragate abgehalten. Die Zunge kann während des Scans im posterioren Unterkieferbereich mit dem Mundspiegel oder dem Speichelsauger abgehalten werden (Abb. 55). Die in der Literatur geforderten Werte lassen sich im klinischen Alltag jedoch nur schwer umsetzen.

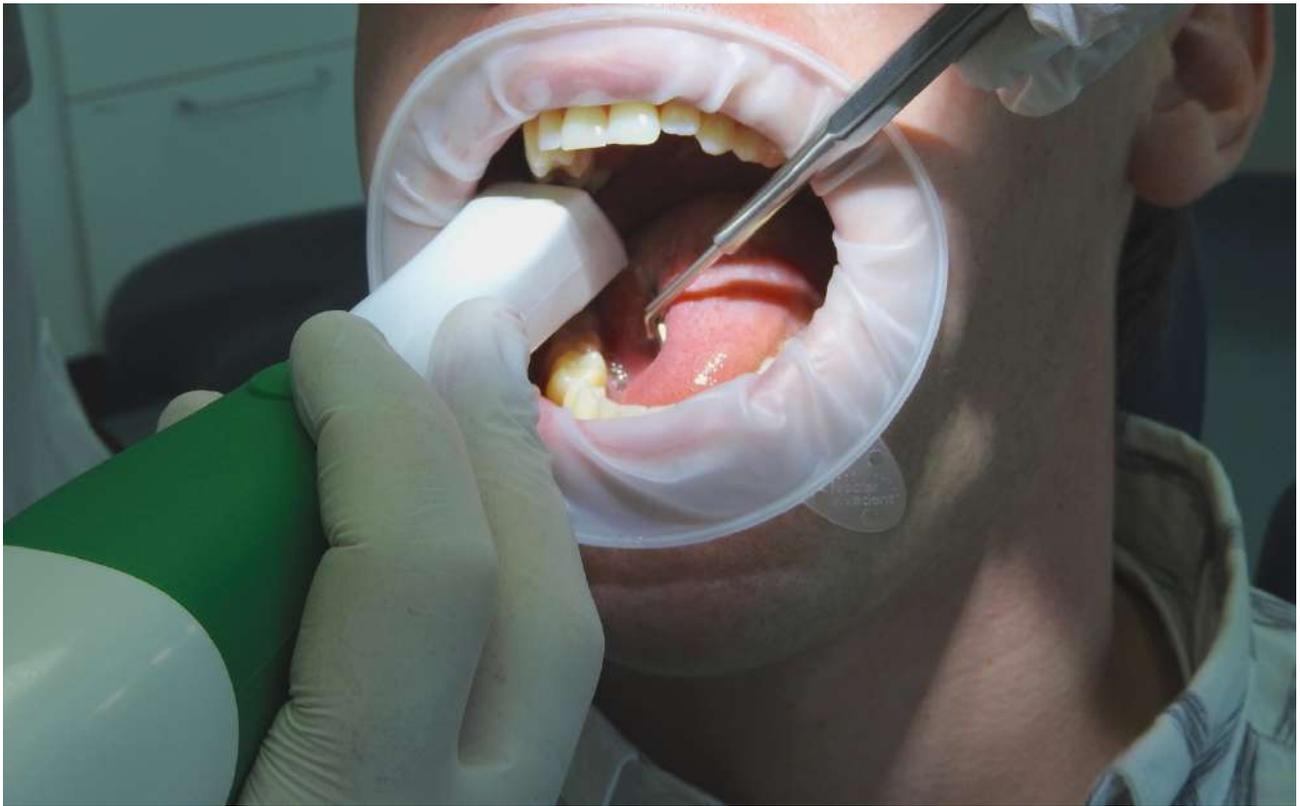


Abb. 55: Verwendung eines Optragate (Eigene Aufnahme; Beleuchtung zu Demonstrationzwecken)

4.2.4 Gesamtfehler der Digitalisierung

Der Gesamtfehler der Digitalisierung setzt sich additiv aus den Digitalisierungs- und Fertigungsfehlern zusammen (Rudolph et al., 2004). Der Fertigungsfehler lässt sich pauschal nicht bestimmen und kann ausgeschlossen werden, da mit nur jeweils einem Modell pro Probanden gearbeitet wurde. Der durch Abformung und Modellherstellung entstehende Fehler ist zwar vorhanden, er nimmt aber keinen Einfluss auf die Ergebnisse dieser Studie, da die unbeschiffene und beschiffene Version von dem gleichen Modell mit gleichem Fertigungsfehler stammen. Es muss davon ausgegangen werden, dass der Digitalisierungsfehler so niedrig ist, dass eine ausreichende Scangenaugigkeit gegeben ist, damit eine Untersuchung des Buccalscans und dem Matchingverfahren auf die Scangenaugigkeit sinnvoll ist. Dennoch gibt der Digitalisierungsfehler den Gesamtfehler wieder. Insbesondere bei Ganzkieferscans scheint die Scangenaugigkeit geräteabhängig zu sein und die digitale Aufnahme des Ganzkiefers die Hauptfehlerquelle darzustellen. Die Ergebnisse fallen

diesbezüglich kontrovers aus. Viele Autoren dokumentieren eine nicht ausreichende Präzision im Vergleich zur konventionellen Abformung (Ender et al., 2016, 2019; Ahlholm et al., 2018; Kim et al., 2018; Lückerrath, 2021). Andere Autoren konnten feststellen, dass auch die Ganzkieferscans mittlerweile eine valide Alternative zum konventionellen Weg darstellen (Keul und Güth, 2020; Zimmerman et al., 2017). So geben Osnes et al. in ihrer in-vitro-Studie von 2019 an, dass mit den IOS True Definition und Omnicam Scannern klinisch akzeptable Genauigkeiten erreicht werden können. Die IOS von Planmeca und Dentalwings hingegen führten zu Abweichungen von mehr als 300 μm und liegen damit in klinisch nicht akzeptablen Bereichen (Ender und Mehl, 2019; Osnes et al., 2019). Diese Abweichungen spiegeln sich auch in den vorliegenden Ergebnissen wider. Die korrekte Wahl der Scanner ist daher maßgeblich entscheidend für die Auswertung der Ergebnisse. Es zeigt sich eine hohe Variabilität in den Messwerten im Vergleich der einzelnen Patienten. Dabei zeigen sich die Unterschiede hinsichtlich der Genauigkeit des Vollbogens bei der digitalen Abformmethode durch höhere lokale Abweichungen, während bei der konventionellen Abformung diese generalisiert auftreten. Bei der Untersuchung des Matchvorgangs wird der Best-Fit-Algorithmus des Zirkonzahn Modifierprogramms der manuellen Zuordnung vorgezogen und als geeignete Methode erachtet, da es dabei vermutlich nicht zu einer punktuellen Veränderung auf der Modelloberfläche, sondern zu einem Verzug des gesamten Modells kommt. Dadurch kann die Repräsentation des maximalen Fehlers vernachlässigt werden und ein mittelwertiger Vergleich der unterschiedlichen Scans von Planmeca Emerald und Zirkonzahn im Modifier Programm herangezogen werden. Um einen Scanner übergreifenden Vergleich der Präzision und Richtigkeit zu schaffen, müssen weitere Messungen in Hinblick auf die Beziehung der Ganzkieferscans zueinander mit weiteren IO Scannern folgen.

4.2.5 Verfahrensauswertung

Aufgrund der ausreichenden Anzahl an Probanden mit $n=53$ lassen sich die statistisch signifikanten Zusammenhänge inhaltlich von Bedeutung ansehen. Die 53 intraoralen Scans, sowie konventionellen Abformungen ergeben insgesamt 795 ausgewertete Messpunkte und werden anhand der ermittelten Mittelwerte, Medianwerte, Standardabweichungen, Maximal- und Minimalwerte bewertet. Die Mittelwerte als Maß der zentralen Tendenz haben eine Aussagekraft über die Richtigkeit des jeweiligen Scanners, die Präzision kann anhand der Standardabweichung bewertet werden. Richtigkeit und Präzision bilden den Gesamteindruck bezüglich der Genauigkeit der einzelnen Scanner.

Die Auswertung der Ergebnisse wurde hauptsächlich mit den ermittelten Mittelwerten nach der Messung von **Set Distance** (2.2.3.1) durchgeführt, um Methodenfehler durch den Einfluss der Raumebenen eines Messpunktes zu minimieren. Ein Vergleich mit der Messung von **Spacer** bestätigt die Hypothese, dass unter Einfluss aller Raumebenen größere Messwerte entstehen. Die Messwerte nach **Spacer** zeigen eine um $9\ \mu\text{m}$ stärkere Abweichung in der Messpunktbestimmung als bei der rein vertikalen Messpunktbestimmung nach **Set Distance**. Zudem fallen die Messwerte durch manuelle Messpunktbestimmung (Spacer) durchschnittlich um $7\ \mu\text{m}$ größer aus im Vergleich zur automatischen Messpunktbestimmung (Groups). Die Ergebnisse der Messung von **Groups** berücksichtigt zwar die Tatsache, dass der geringste Abstand zum zu vergleichenden Modell bestimmt wird, spiegelt jedoch nicht die absolute Senkung der Okklusionsebene durch den Einschleifvorgang wider. Da keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den drei Messmethoden festgestellt werden, kann auf die korrekte Wahl der Messpunkte rückgeschlossen werden (3.1.2). Um möglichst vergleichbare Messpunkte sowohl innerhalb der Modelle eines Probanden (KA, PES, ZZS) als auch unter allen Probanden zu haben, werden die Höckerspitzen als Referenzmesspunkt gewählt.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Einschleifmenge

Die Einschleifmethode nach dem Okklusionsprotokoll stellt nicht mehr das rechte Maß dar. Bei Vergleich des konventionellen Pfads mit digital aufgenommenen Modellen müssen die unter 4.1.1 und 4.2.1 genannten Material- und Montagefehler berücksichtigt werden, welche nicht in den digitalisierten Gipsmodellen aufgegliedert werden können. Auch weil für jeden Probanden der Gesamtfehler von diesen abhängt und unterschiedlich stark ausfällt. Die Hochpräzisionsabformungen führen zu einer gesamten Größenänderung des Modells, welche sich zu der Gipsexpansion und den Montagefehlern addieren. Durch die Artikulation erfahren die Modelle nicht nur in der Vertikalen, sondern durch Übertragung des Futarbisses in allen Raumebenen einen Fehler (Müller et al., 1988, 1990). Die dadurch entstehende dreidimensionale Veränderung revidiert die eigentliche vertikale Erniedrigung. So wird der Futarbiss bei mundgeschlossener Situation erstellt, während die Hochpräzisionsabformung mundoffen erfolgt. Wird der Futarbiss nach Modellmontage entfernt, findet eine geringe Bissenkung statt, welche die eigentliche Einschleifmenge nach dem Okklusionsprotokoll reduziert. Die Modellzuordnung entspricht somit nicht der tatsächlichen Situation im Mund, auch weil die Stärke des Kaudrucks nicht auf das starre Gipsmodell übertragbar ist.

Unter Berücksichtigung der zuvor genannten Punkte liegt die durchschnittliche Einschleifmenge von $0,201 \pm 0,079$ mm für manuelles Einschleifen im Durchschnitt, da es dem Beseitigen der verfahrensbedingten Fehler dient.

Die Schleifvolumina weisen einen Anstieg um $80 \mu\text{m}$ von posterior nach anterior sowie eine starke Variabilität in der Messpunktbestimmung zwischen **Spacer** und **Groups** im Front-, Eckzahnbereich auf. Die Abb. 56 verdeutlicht die Steigung der Schleifvolumina in Richtung der Inzisalkanten. Mit Zunahme des Abstandes der Okklusionskontakte zur Rotationsachse des Kondylus steigt die Einschleifmenge aufgrund der höheren Auslenkung des Kiefers. Durch die elastische Deformation der Kiefer bei der mundoffenen Abformung wird der interokklusale Abstand kleiner und die Mediotrusionsfacetten steiler. Neben der Torsion der horizontalen Äste in der Transversalen gehen Sagittalverschiebungen im Frontbereich einher. Die posterioren Anteile entfernen sich, die anterioren nähern sich an (Korioth und Hannam, 1994). Bei Einartikulieren der Modelle wird jedoch der in habitueller

Interkuspitation erstellte Futarbiss genutzt und führt so zu Vorkontakten im Frontzahnbereich, auch, weil beim bewussten Schließen der Kiefer, der Proband unbewusst den Kau- druck insbesondere nach anterior reguliert (Christensen-Phänomen). Bei dem manuellen Einschleifen sind neben den Frühkontakten im Eckzahn-, auch im Molarenbereich Vor- kontakte erkennbar, welche bei Zahn 36 mit 0,2009 mm und bei Zahn 46 mit 0,206 mm dem Durchschnittswert entsprechen und auf das Kauzentrum und einer steilen Mediotru- sion mit meist Front-, Eckzahnführung zurückzuführen sind (Lehmann et al., 2011).

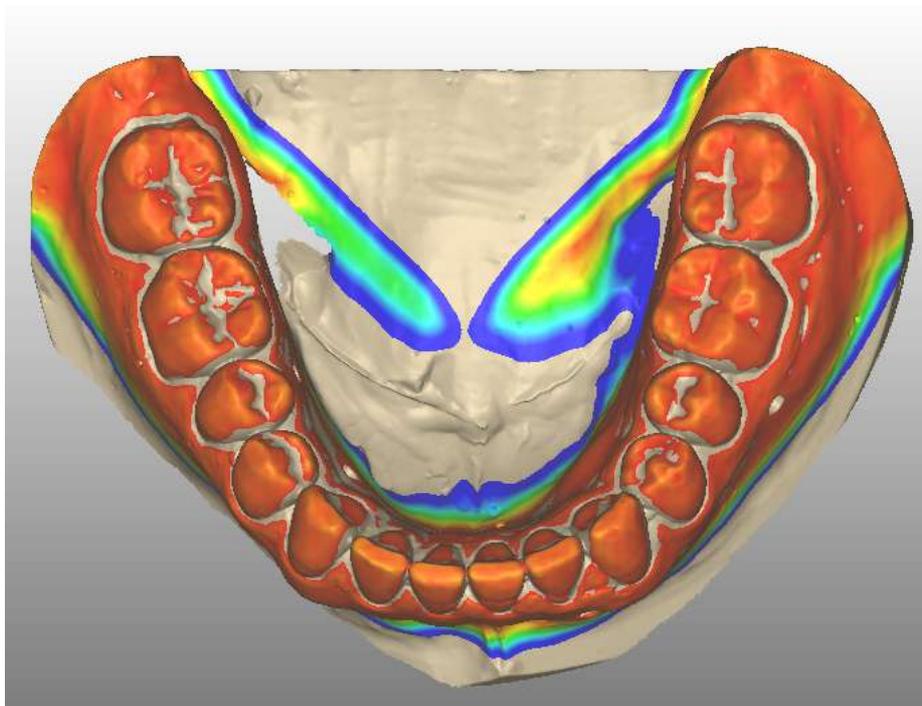


Abb. 56: Farbliche Darstellung übereinstimmender Flächen bei Überlagerung von unbeschliffenem und beschliffenem Modell (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)

4.3.2 Digitale Verschränkung

Bei der digitalen Abformung der intra- und extraoral aufgenommenen Kiefersituationen müssen die unter 4.1.2, 4.2.2 und 4.2.3 beschriebenen Methodenfehler berücksichtigt werden, die teils systemabhängig unvermeidbar oder patienten-, beziehungsweise Be- handler abhängig sind. Die softwareabhängige Genauigkeit eines Scans wird limitiert durch technische Gegebenheiten.

Entscheidend sind dabei die Datendichte und das Datenvolumen (Tapie et al., 2015). Die Dichte der Scaninformationen wird in Form von mehreren Punktwolken nachgebildet und bestimmt die Präzision (2.1.1). Wird häufiger eine ähnliche Situation gescannt, sinkt die Detailtreue durch Überlagerung der Einzelbilder. Die Punktwolken addieren sich zu großen Datenmengen und erschweren den Matchvorgang, bei dem eine definierte Struktur zum Matching voraussetzend ist. Durch Filteralgorithmen wird eine optimierte Punktwolke rausgefiltert, dabei gehen jedoch Scaninformationen verloren (Hollenbeck et al., 2012; Orth, Wedler, 2009, 2012). Gleiches geschieht auch durch Konvertierung der Punktwolke als STL-Datei bestehend aus Dreiecksfacetten, die kontinuierlich miteinander verbunden sind. Werden die Punkte zu Dreiecken strukturiert, entsteht eine Flächenbildung, bei der kreisförmige Formen nicht mit geraden Strecken dargestellt, sondern nur angenähert beschrieben werden können. Es entsteht ein Sekantenfehler. Bei mehr aneinandergesetzten „Dreiecken“ und erhöhter Punktzahl würde die Formwiedergabe abgerundeter und originalgetreuer sein, der Sekantenfehler sich reduzieren, sich aber auch die Datenmenge erhöhen (Trunzer, 1996). Zusätzlich fördert eine unkorrekte Scanstrategie die Verzerrung der Scans. Während die Scandichte zu lokalen Ungenauigkeiten im Scan führt, kommt es durch aufsummieren der Abweichungen durch das Aneinanderfügen der Bilder zu einer transversalen Abweichung mit Verschmälerung der Zahnbogenbreite. Hinzu kommt, dass ähnlich wie bei der konventionellen Abformung Unter- und Oberkiefer bei mundoffener, während der Buccalscan bei mundgeschlossener Situation abgescannt werden und die elastische Deformation der Kiefer die Diskrepanz im Zahnbogen begünstigen.

4.3.3 Buccalscan

Bei der Recherche über die Genauigkeit von digitalen Abformmethoden wurden keine repräsentativen Daten über den Best-Fit Match der Scansysteme mit dem Buccalscan gefunden. Während bei dem Planmeca Emerald Scanner nach digitalem Ganzkieferscan in Interkuspidationsposition der Buccalscan von den rechten und linken Molaren und Prämolaren angefertigt werden (Abb. 57), findet bei dem Zirkonzahn Scanner ein Overview Scan von dem geschlossenen und in maximaler Interkuspidation vorliegenden Gipsmodellen im Artikulator statt (Abb. 58). Bei beiden Scansystemen werden die Buccalscans beziehungsweise der Overviewscan durch Referenzpunkte auf die korrespondierenden

Flächen der digitalen Ganzkiefermodelle gematcht und bedienerunterstützt Ober- und Unterkiefer in maximaler Interkuspitation zugeordnet. Im Vergleich zum Ganzkieferscan weist der Buccalscan eine geringere Datenmenge auf und besteht aus einem wesentlich geringeren Scanvolumen. Der Einfluss der unterschiedlichen Anzahl aneinandergefügter Einzelbilder und damit die Größe der aufgenommenen Scans muss bei dem Best-Fit Algorithmus berücksichtigt werden.

Insbesondere bei der Zuordnung der intraoral aufgenommenen Ganzkieferscans fällt auf, dass entsprechend der These diese nach Matching mit dem Emerald Scansystem ineinandergreifen und in Kontaktbereichen durchdrücken. Berücksichtigt werden muss jedoch, dass der Buccalscan nur aus vestibulären Zahnflächen gebildet wird. Bei dem Aneinanderfügen von schwierig zu scannenden Bereichen wie Approximalflächen, Zahnflächen unterhalb des Zahnäquators, Zahnengstände, Zahnkrümmungen und Schattenbildungen kommt es schnell zu Fehlern bei der Zuordnung zwischen den Einzelbildern und damit zu einem ungenauen Scan (Quaas et al., 2003; Rudolph et al., 2002). Die Datensätze sind dort lückenhaft und somit ist die Beschreibung der Oberfläche des Zahnes nicht vollständig. Kleinere „Löcher“ werden durch den Emerald Scanner bei der Digitalisierung geschlossen, entsprechen aber nicht der Situation am Ganzkieferscan (Beers et al., 2003). Zusätzlich ist die Datendichte in Form der Punktwolken bei den Buccalscans höher. Zwar ist die Datenqualität nicht abhängig von der Anzahl der Messpunkte, welche bei den Buccalscans kleiner ist, jedoch führt das Anhäufen ähnlicher Einzelbilder zu einer größeren Datenmenge pro Fläche, die das Matchen passender Sequenzen zwischen Ganzkiefer- und Buccalscan erschwert (Tinschert et al., 2004). Bei größeren Überlappungen der Einzelbilder nimmt der Fehler ebenso zu wie bei dem Aneinanderfügen vieler Einzelbilder (Rudolph et al., 2002).

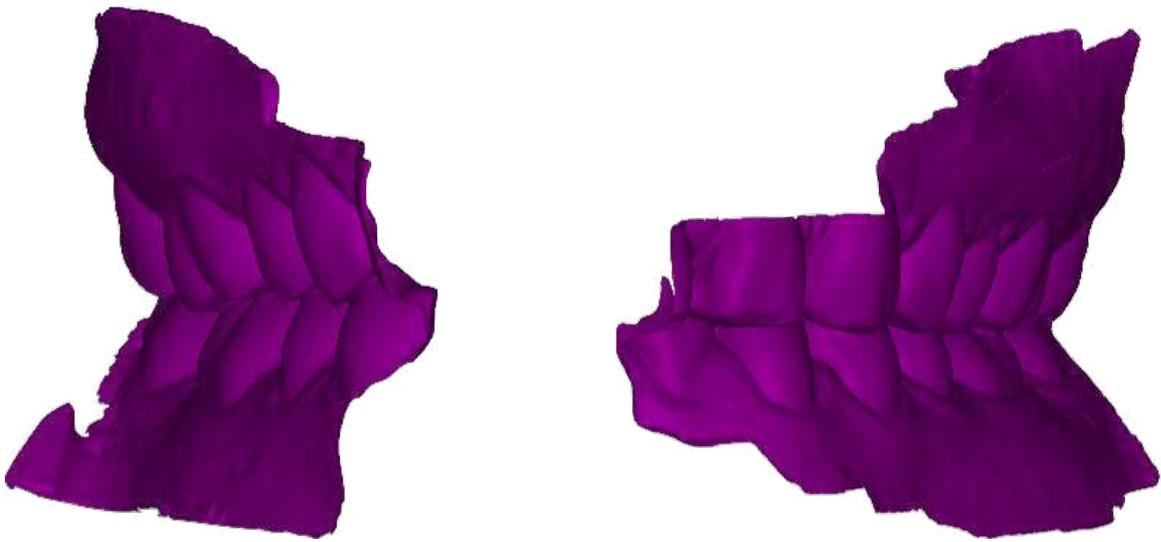


Abb. 57: Planmeca Emerald Buccalscan rechts und links (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

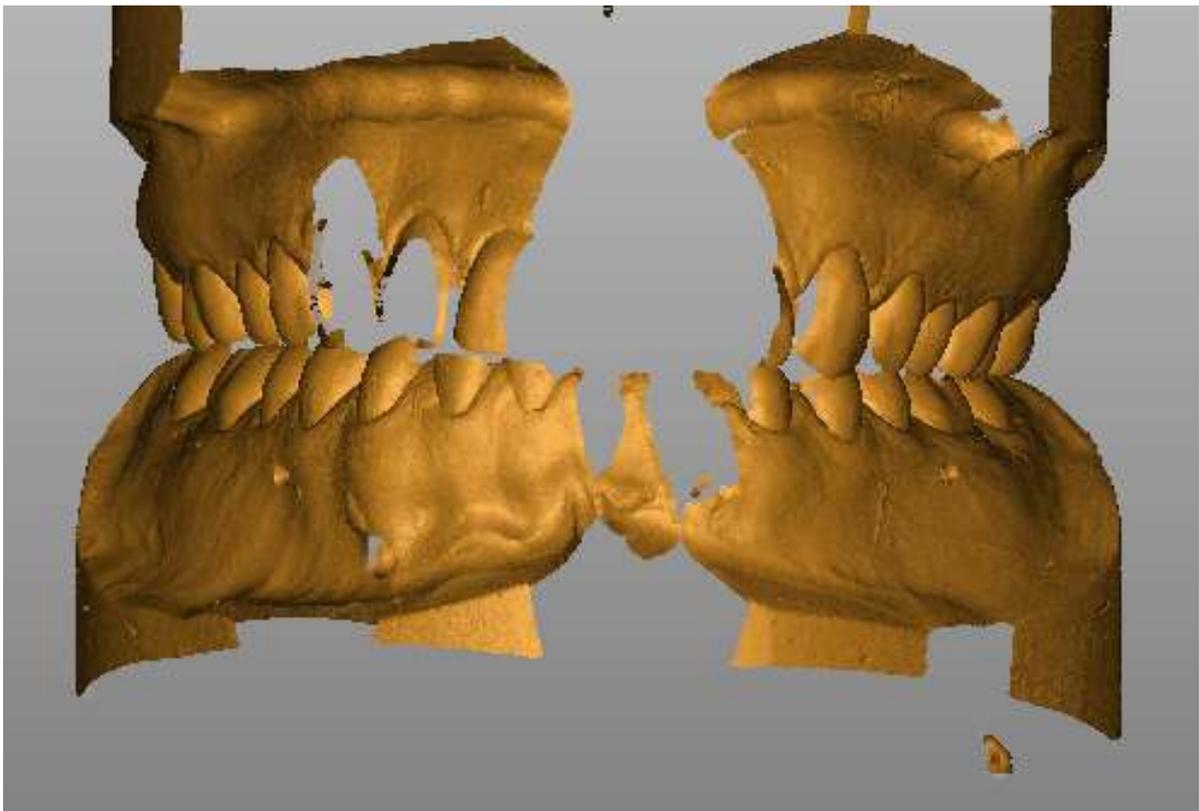


Abb. 58: Zirkozahn Overviewscan (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

4.3.4 Matchvorgang

Unter 4.3 wird die Differenz von Datendichte und Datenvolumen zwischen Ganzkieferscan und Buccalscan deutlich, welche mit ausschlaggebend ist für die Stärke der Verschränkung der digitalen Modelle ineinander:

-Ganzkiefer: Datenvolumen ↑ ; Datendichte ↓

-Buccalscan: Datenvolumen ↓ ; Datendichte ↑

Das Datenvolumen spiegelt die Größe des Scans wider sowie die Menge an vorhandener Fläche, die dem Matching zur Verfügung steht. Während des Matchvorgangs fällt auf, dass die Buccalscans des 114 Quadranten eine geringere Datenmenge besitzen als die des 213 Quadranten (Abb. 57). Die daraus resultierende Vermutung, dass aufgrund ähnlichen Referenzpunkt von Ganzkiefer- und Buccalscan in Regio 16/46 erklärt, dass die Überlagerung des Buccalscan mit der korrespondierenden Fläche des Ober- und Unterkiefers während Erstellen des ersten Buccalscans unabhängig vom zweiten Buccalscan schneller erfolgt. Es liegt kein korrespondierender Buccalscan auf der Gegenseite vor, welcher die Ganzkieferposition kontralateral mitbeeinflusst. Die daraus resultierende geringe Matchingfläche des Buccalscan 114 steigert die Fehlerwahrscheinlichkeit bei der Überlagerung mit den Ganzkieferscans.

Durch fehlende bilaterale Abstützung auf kontralateraler Seite erfolgt zusätzlich eine Kippung der Ganzkiefer entlang der Transversalebene. Im Vergleich zum ersten Buccalscan weist der Zweite ein größeres Volumen auf, da der Zeitpunkt zum Einschnappen der Ganzkiefer auf der linken Seite, aufgrund schon vorhandener Zuordnung auf rechter Seite, später erfolgt. Die durch das größere Datenvolumen resultierende Matchfläche des 213 Buccalscan sorgt deutlich für eine geringere Durchdringung der Kiefer.

Im Vergleich zur konventionellen Zuordnung mittels Futarbiss, bei der die Relation und Zuordnung beider Kiefer zeitgleich stattfindet, ist dies bei Erstellung der Buccalscans nicht der Fall. Der zeitliche Abstand zwischen den Buccalscans, die Scandauer, Scanvolumen und -dichte, sowie die Kaukraft in Interkuspitation wird für den jeweiligen Buccalscan nicht identisch sein, sodass eine gewisse Abweichung unvermeidbar ist. Die Buccalscans, nur bestehend aus der vestibulären Fläche der Kiefer in Schlussbisslage, bieten keine ausreichende dreidimensionale Begrenzung der Ganzkiefer.

Nachdem die Zuordnung des Unter- und Oberkiefers bei dem Emerald Scanner abgeschlossen ist, folgt durch manuelle Punktsetzung zwischen Ganzkiefer- und Buccalscan die endgültige Überlagerung. Markierungspunkte auf Glattflächen lassen sich jedoch bei den zu matchenden Scans schwierig reproduzieren, da für das Programm und für das eigene Auge orientierende Merkmale fehlen (Patzelt et al., 2014; Ender und Mehl, 2015). Merkmale auf Sulkusebene und Approximalflächen lassen sich hingegen einfacher finden. Jedoch ist die Scanqualität in den Bereichen meist reduziert, auch weil diese schwer zu scannen sind. Die für die Berechnungen zuständigen Algorithmen sind noch verbesserungswürdig und tragen zur unterschiedlichen Überlagerung der Scans auf rechter und linker Kieferhälfte bei.

4.3.5 Auswertung

Die Scanner abhängige Matchgenauigkeit, resultierend aus den unterschiedlichen Scanvolumina und Datenmenge der jeweiligen Scanmodellen von EOS und IOS wird unter 3.1.4 verdeutlicht. Die unterschiedliche Unterkieferposition bei PEZ und PES weist bei Verwenden des identischen Buccalscans aber variierendem Oberkiefer eine Differenz von 105 µm auf. Der IOS UK dringt in den OK Modellscan wesentlich stärker ein, was auf der zu diversen Matchoberfläche zwischen Buccalscan und gescannten OK Gipsmodell zurückzuführen ist und äußert sich durch Zunahme des Abstands zwischen dem unbeschliffenen Gipsmodell und dem IOS Unterkiefer nach PEZ (Abb. 59). Die Größendifferenz bestätigt die Abweichungen der Scan- und Matchgenauigkeit eines intraoral aufgenommenen Modells mit einem extraoral gescannten Gipsmodell. Obwohl bei dem EOS der Gesamtfehler durch Geringhalten externer Fehler und Ausschluss inkorrekt Scanstrategien niedrig sein müsste, ist die Durchdringung des Unterkiefers bei PEZ wesentlich höher, sodass der Einfluss durch Gipsexpansion, Genauigkeit additionsvernetzter Silikonabformung, Ausarbeitung der Modelle und Modellmontage berücksichtigt werden muss. Hinzu kommt, dass im direkten Vergleich der digitalisierten Gipsmodelle mit den IOS, sich eine Verbreiterung und Stauchung beim Scanvorgang (4.2.2) zeigt, die zu einer zusätzlichen Kranialverlagerung des IOS UK führt, beim Matching mit dem OK Gipsmodell. Die Zuordnung nach PES hingegen erfährt eine geringere vertikale Durchdringung.

Der IOS Buccalscan fügt durch den Kaudruck den IOS UK in eine niedrigere vertikale Position als bei mundoffener Abformung des Unterkiefers infolge der elastischen Deformation. Die Zuordnung nach PEZ bleibt für die weitere Auswertung unberücksichtigt.

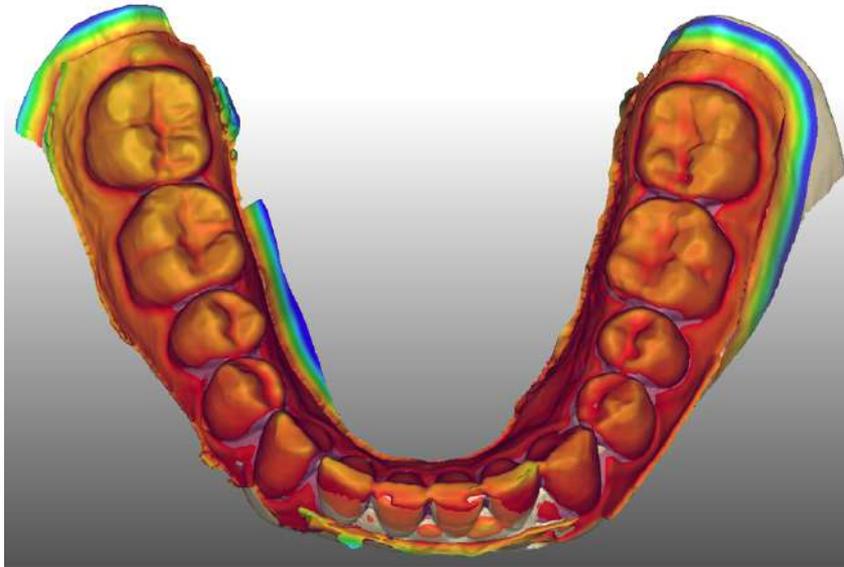


Abb. 59: farbliche Darstellung übereinstimmender Flächen nach Überlagerung von unbeschleunigtem Modell und IOS UK, zugeordnet nach PEZ (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

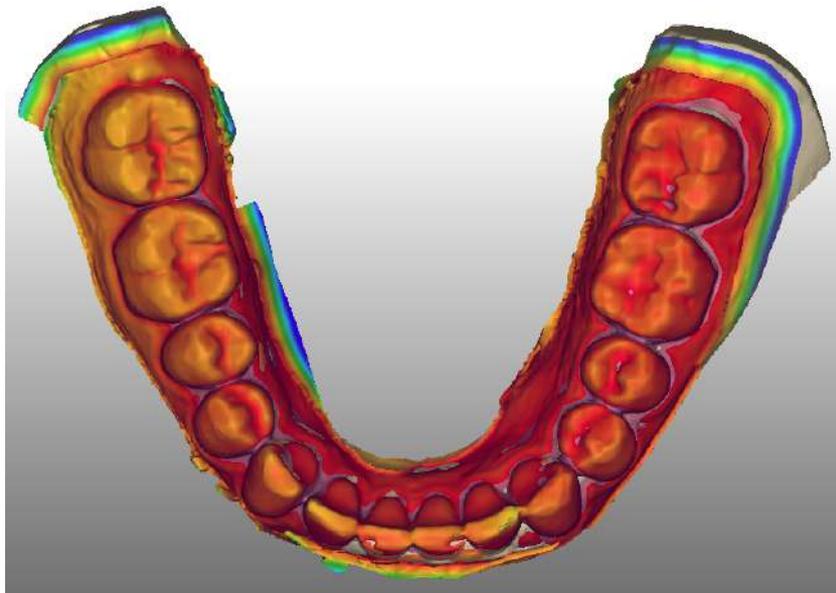


Abb. 60: farbliche Darstellung übereinstimmender Flächen nach Überlagerung von unbeschleunigtem Modell und IOS UK, zugeordnet nach PES (Screenshot; Zirkozahn, 2020)

Die Differenz in der Zuordnung der Kiefer nach IOS und EOS wird unter 3.1.5 visualisiert, bei der im Gegensatz zu 3.1.4, unterschiedliche Messwerte bei Verwenden gleicher Ganzkiefer auftreten. Evident aus den Ergebnissen ist, dass die höchste Richtigkeit und Präzision auf Ebene des Zahn 44 (ZZS) erreicht wird. Ursächlich hierfür kann sein, dass alle Scanpfade im Unterkiefer im 4. Quadranten beginnen und auch die Aufnahme des Buccalscans in der Region startet. Dementsprechend liegt hier die geringste Fehlerpotenzierung vor. Die zuvor beschriebene Kippung der Kiefer infolge zeitversetztem Matchen mit stärkerer Durchdringung auf rechter Seite wird durch neue Zuordnung mit dem Zirkonzahn Modifier Programm ausgeglichen, wodurch der Unterkiefer zur Messung PES eine Senkung um 128 μm erfährt (Abb. 42 und Abb. 43). Da die Beziehung der Ganzkiefer zueinander sowohl bei der konventionellen Abformung als auch bei der Messung ZZS mit dem Zirkonzahn Programm erfolgen, ist der Vergleich zueinander realistisch. Mit der Messung ZZS lässt sich die Kernfrage, ob die Verschränkung der digitalen Modelle durch Zuordnung nach den Buccalscans mit der Einschleifmenge KA übereinstimmt, mit nein beantworten.

Die Messungen 3.1.6 und 3.2.2 bestätigen die korrekte Zuordnung der Buccalscans nach 3.1.5. Die getrennte Vermessung der Ganzkiefer schließt einen gegenseitigen Einfluss der korrespondierenden Quadrantenseiten aus. Mittelwertig bleibt die Eindringtiefe bei ZZG mit einem Anstieg von 28 μm zu ZZS konstant. Der Messbereich reduziert sich hingegen um 74 μm . Durch die Halbierung der Kiefer steigt anteilmäßig die zu matchende Fläche der Quadrantenhälfte zum Buccalscan, da ein ähnliches Datenvolumen vorhanden ist. Messpunkte außerhalb der Matchfläche (UK Eck-, Frontzähne, 2. Molar) weichen folglich geringer ab. Durch die getrennte Messung sinkt das Datenvolumen und steigt die Präzision.

Die unter 3.2.1 aufgelisteten Ergebnisse heben die Reduktion des Messbereiches zwischen Quadranten- und Ganzkieferscan hervor und dient dem besseren Verständnis vom Einfluss der Buccalscans. Während die mittelwertige Durchdringung unerwartet konstant bleibt, sinkt der Messbereich des Quadrantenscan im Vergleich zu den Ganzkieferscans stark ab (ZZG: 0,141 mm; ZZS: 0,215 mm; PES: 0,269 mm). Damit ist die Genauigkeit der Scansysteme trotz geringerem Scanvolumen und höherer Übereinstimmung der

Matchfläche vom Quadranten- und Buccalscan, nicht perse abhängig vom Datenvolumen, sondern von dem Match der miteinander abhängigen Buccalscans, wie sie im Patientenmund zueinander zugeordnet werden. Die Richtigkeit und damit die Genauigkeit nimmt von Ganzkieferscan (PES) auf Quadrantenscan (PEQ) um $67\ \mu\text{m}$ zu. Ender und Mehl bestätigen ähnliche Messdifferenzen, bei denen Aufnahmen bis zur Quadrantengröße Messfehler von weniger als $40\ \mu\text{m}$ aufweisen, während bei Gesamtkieferaufnahmen Abweichungen bis zu $90\ \mu\text{m}$ auftreten (Ender und Mehl, 2013).

Für den direkten Vergleich des Quadrantenscans PEQ kann die Messung ZZG1 und ZZG2 herangezogen werden. Dabei ist die mittelwertige Durchdringung von ZZG1 mit $0,472\ \text{mm}$ nahezu identisch mit der von PEQ ($0,464\ \text{mm}$) und bestätigt die Richtigkeit der Eindringtiefe nach Zuordnung von Zirkonzahn Modifier. Die unterschiedlichen Ergebnisse von ZZG1 und ZZG2 bestätigen den Matchfehler rechts und links. Mit einer Kluft von $76\ \mu\text{m}$ zwischen den Kieferhälften, wird die vom Buccalscan abhängige Zuordnung visualisiert.

Es ist davon auszugehen, dass neben dieser Korrespektivität der Buccalscans auch eine Konnexität zwischen Referenzpunkt (Anfangsmesspunkt von Ganzkiefer- und Buccalscan) und Durchdringung besteht, da keine grundlegenden Veränderungen in den Ergebnissen von PEQ und ZZG1 vorliegen, aber anhand der Ergebnisse von PEQ und ZZG2 eine Abhängigkeit der Unterkieferposition von der Zuordnung des rechten und linken Buccalscans zueinander besteht.

4.4 Schlussfolgerung

Die signifikanten Abweichungen zwischen den digitalen Modellen können durch die verschiedenen Aufnahmetechniken bedingt sein. Zudem sind die Intraoralscanner personenabhängig. Dazu muss die Unsicherheit der Scansysteme berücksichtigt werden, mit der die Aufnahme von Einzelbildern durch Matching an überlappenden Arealen zusammengefügt werden (Galovska et al., 2012). Bei der Überlagerung der Einzelbilder entstehen Abweichungen von 1,9 μm bis 18,24 μm zwischen den Polygonen und den zugrundeliegenden Punktwolken für ein optisches Streifenprojektionsverfahren (Rudolph et al., 2002). Eine nachträgliche Bearbeitung durch einige Systemalgorithmen ist nicht auszuschließen. Hinzu kommt, dass die Auflösung des STL-Datenformat system- und herstellerabhängig ist und der Vergleich der unterschiedlichen STL-Dateien zu falschen Messwerten führt. Die verwendete „Best-Fit“-Matchtechnik kann nur schwer auf den klinischen Bereich übertragen werden, da sie auf der Grundlage basiert, die Soll-Oberfläche des Modells den Ist-Daten des gescannten Modells so anzunähern, dass in allen Messpunkten die kleinstmögliche Abweichung erreicht wird. Es entspricht demnach einer theoretisch idealen Ausrichtung, die nicht überprüfbar ist, da keine echten Messpunkte miteinander verglichen werden.

Um das zeitversetzte Matchen intraoral zu umgehen und die dadurch entstehende Stufe von rechter und linker Kieferhälfte zu reduzieren, ist ähnlich wie bei dem extraoralen Scanningvorgang ein Overview (Abb. 58) zu empfehlen. Durch den damit entstehenden intraoralen Overview besteht eine größere korrespondierende Überlagerungsfläche mit vollständiger Abstützung beider Kieferhälften zueinander, während bei dem Erstellen von zwei getrennten Buccalscans ein Neigungsrisiko der Kieferhälften entlang der Transversalebene besteht. Bei Erstellen eines solchen digitalen Registrats ist insbesondere anterior darauf zu achten, dass ein nahtloser Übergang von der einen zur anderen Kieferhälfte besteht, da es sonst im Frontbereich zu Stauchungen kommen kann. Im Fall der Studie ist eine geräteabhängige Lernkurve nicht ersichtlich geworden, da sonst kontinuierlich mit zunehmender Anzahl der Messung eine höhere Messgenauigkeit aufzuweisen wäre. Dennoch ist denkbar, dass bei deutlicher Erhöhung der Scananzahl und viel Scannerfahrung eine Lernkurve nachweisbar wäre (Resende et al., 2021) und damit auch das Erstellen eines einzelnen digitalen Registrats umsetzbar wäre.

Die primäre These, dass die Verschränkung digitaler Modelle ineinander mit der Einschleifmenge nach dem Okklusionsprotokoll übereinstimmend ist, kann anhand der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Es ist eine Annäherung der Durchdringung zur Einschleifmenge erkennbar (0,201 mm vs. 0,403 mm). Die Eindring- und Einschleifmenge ist nicht als Absolutwert einzustufen, da Herstellungsfehler bei dem konventionellen Ablauf nicht berücksichtigt werden. Demnach kann mit einer höheren Einschleifmenge gerechnet werden.

Auch wenn der Einfluss von Messfehlern bei dem Intraoralscan größer scheinen, ist in Abhängigkeit der fehlerhaften Zuordnung durch die Buccalscans, die Scangenaugigkeit des IOS und EOS als positiv einzustufen und liegen in den vorgegeben Messwertbereichen. Die Verwendung des Emerald Scanner von Planmeca und des Extraoralsscanner Zirkonzahn wurden in anderen in vivo Studien selten inkludiert.

Die in der Literatur aufgeführten Ergebnisse über die Genauigkeit des Planmeca Emerald Scanner (Abb. 12) liegen in großer Mehrheit in nicht akzeptablen Bereichen, lassen sich aber mit der vorliegenden Studie, aufgrund unterschiedlicher Untersuchungen, auch nur schwer vergleichen. Es müssen daher in-vivo Studien über den Matchvorgang differenter Scansysteme folgen, um den Einfluss der Buccalscans auf die Verzerrung und der resultierenden Verschränkung der Ganzkiefermodelle ineinander zu verstehen.

Mit dem Emerald S Intraoralscanner ist eine neue Version auf dem Markt, welche in Hinblick auf die Genauigkeit des Matchvorgangs und dem Ineinandergreifen der Kiefer untersucht und aufgrund einer möglichen Verbesserung der Messresultate berücksichtigt werden sollte. Aufbauend auf dieser Arbeit lässt sich die oben genannte Methodik auch mit dem Intraoralscanner Emerald S durchführen.

5. Zusammenfassung

Die korrekte dreidimensionale Zuordnung des humanen Ober- und Unterkiefers ist ein tägliches Problem der Zahnmedizin. Konventionelle Verfahren zur Abdrucknahme, analoger Modellerstellung und realer Zuordnung beider Modelle werden zunehmend durch die digitale Erfassung beider Kiefer, eine virtuelle Modellerstellung und digitale Zuordnung ergänzt beziehungsweise abgelöst. Dabei entstehen in beiden Systemen verfahrensbedingte Fehler, die in einer falschen dreidimensionalen Zuordnung des Ober- und Unterkiefers resultieren können.

Ziel dieser Studie ist es daher, die Genauigkeit der Zuordnung digitaler Modelle mithilfe unterschiedlicher digitaler Methoden zu untersuchen und mit dem gültigen, analogen Gold-Standard zu vergleichen.

Die vorliegende in-vivo Studie umfasst 53 Probanden, deren Ober- und Unterkiefer jeweils analog mit einer Hochpräzisionsabformung (Honigum Pro Mono, Fa. DMG Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg) zur Herstellung von Typ-IV Gipsmodellen sowie digital mit einem Intraoralscanner (Emerald, Fa. Planmeca Oy, Helsinki) intraoral gescannt und im Folgenden mit analogen und digitalen „Durchbissregistrator“ in einem dreidimensionalen Kaubewegungssimulator positioniert werden.

Als wesentliche Ergebnisse der vorliegenden Studie können folgende vertikale Veränderung der Montageposition des Unterkiefers in Abhängigkeit von der verwendeten digitalen Montagemethode ermittelt werden.

Für den klinischen Gold-Standard wird eine mittlere vertikale Veränderung der Montagehöhe der Unterkieferposition von $0,201 \text{ mm} \pm 0,079 \text{ mm}$ gemessen, während die Eindringtiefe der Montage mit digitalen Durchbissregistrator (Emerald, Fa. Planmeca Oy, Helsinki) aufgenommenen Intraoralsituationen mit $0,531 \text{ mm} \pm 0,137 \text{ mm}$ mehr als doppelt so groß ist.

Unabhängig verschiedener Montagemethoden und deren Messungen ist keine signifikante Annäherung der Absenkung der Vertikaldimension (digitale Eindringtiefe) an den Gold-Standard erkennbar, auch bei Reduktion des Scanvolumens durch Scannen nur eines Quadranten nicht.

Die Genauigkeit des Matchings digitaler Modelle mittels Buccalscans durch einen IO Scanner (Emerald, Planmeca) entspricht nicht dem gewünschten Level, der durch analoge Zuordnung erzielt wird. Angesichts der zusätzlichen Maßnahmen zur Vor- und Nachbereitung der Scans im klinischen Bereich und unter Berücksichtigung der intra- und interindividuellen, der verfahrens- und technikbedingten Fehler, sollte auf diesem Gebiet eine Verbesserung erzielt werden.

Der in der Studie verwendete Intraoralscanner zeigt im Vergleich zur korrigierten Montage digitalisierter analoger Gipsmodelle Unterschiede in der dreidimensionalen Endposition des Unterkiefermodells/-scans, damit der Überlappung (Durchdringung) der STL Files der digitalen Modelle. Weitere Untersuchungen konnten dieses prinzipielle Problem der intraoralen Gewinnung von Ober- und Unterkieferdatensätzen mit anderen IO Scannertypen/-modellen bestätigen. Daher erscheint ein normiertes Prüfverfahren, möglicherweise mit der Etablierung von Korrekturverfahren für den jeweiligen Scannertypus, Scannermodell, gültigen Softwareversion, wünschenswert, um die Ablösung des analogen Ganzkieferabdruckes durch ein digitales intraorales Verfahren Realität werden zu lassen.

Die gemessene Unterkieferposition ist abhängig von der Überlagerung mit den zu matchenden Buccalscans. Die Quadranten abhängigen Unterschiede weisen große Variationsbreiten auf, die ein weiteres vorbehaltloses Einsetzen der Scanner im praktischen Workflow erschweren.

Basierend auf den vorliegenden Ergebnissen sind weitere in-vivo Studien angezeigt, um eine uneingeschränkte Empfehlung für die Verwendung von Intraoralscannern für die zahnärztliche Tätigkeit besonders im Hinblick auf Ganzkieferabformungen und deren korrekten digitalen Zuordnung aussprechen zu können.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Lateralschnitt des Kiefergelenks (Bias et al., 2010).....	11
Abb. 2: Faserverlauf der Mm. masseter und temporalis (Schünke et al., 2015)	14
Abb. 3: Faserverlauf der Mm. pterygoidei medialis und lateralis (Schünke et al., 2015)	14
Abb. 4: Die drei Phasen der Mundöffnungsbewegung gliedern sich in eine initiale Phase mit Rotation des Kondylus, einer intermediären Phase mit Translationsbewegung und abschließender terminalen Phase mit maximaler Rotation und Translation des Kondylus (Bumann und Lotzmann, 2000).....	17
Abb. 5: Das Chistensense Phänomen beschreibt das Auseinanderklaffen der Kiefer im Seitenzahnbereich bei Protrusionsbewegung (Lehmann et al., 2011).....	17
Abb. 6: Das Posselt Diagramm beschreibt die Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Sagittalebene. B: maximale Protrusion, A: habituelle Interkuspitation, C: retrudierte Kontaktposition, X: Ruhelage, E: maximale Mundöffnung, D: Kieferöffnung bei überwiegender Scharnierbewegung, S: Scharnierachspunkt (Anlehnung an Lehmann et al., 2011)	20
Abb. 7: Pfeilwinkel mit Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene. A: Adduktionsfeld, B: maximale Protrusion, C: retrudierte Kontaktposition, D und E: maximale Lateralstellung nach rechts und links (Anlehnung an Lehmann et al., 2011)	21
Abb. 8: Prinzip der aktiven optischen Triangulation (Anlehnung an Thun, 2021)	33
Abb. 9: Vereinfachtes Prinzip der konfokalen Bildgebung (Anlehnung an Thun, 2021) .	34
Abb. 10: Vereinfachtes Prinzip des Active-Wavefront-Samplings, dem Mechanismus der Stereofotogrammetrie (Anlehnung an Thun, 2021).....	35
Abb. 11: Genauigkeit digital abgeformter Modelle mit Intraoralscannern nach dem Prinzip der parallelen konfokalen Bildgebung und Modelle nach der konventionellen Abformung mit Vinylpolysiloxan (Eigene Abbildung)	39
Abb. 12: Genauigkeit digital abgeformter Modelle mit Intraoralscannern nach dem Prinzip der Stereofotogrammetrie und der aktiven optischen Triangulation (Eigene Abbildung)	40
Abb. 13: Emerald™ Intraoralscanner von Planmeca (Eigene Aufnahme).....	47
Abb. 14: Die Positionierung des Emerald™ erfolgt in mesio-distaler Achse und folgt beim Scanvorgang dem Zahnbogen (Planmeca, 2020)	48

Abb. 15: Mittels Zirkonzahn Updater lassen sich die Zirkonzahn Softwareprogramme regelmäßig aktualisieren (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	49
Abb. 16: Zirkonzahn Extraoralscanner S600 ARTI (Eigene Aufnahme)	50
Abb. 17: Im Zirkonzahn Scanner S600 auf einem Fixator eingespanntes Gipsmodell (Eigene Aufnahme)	52
Abb. 18: Während des Scanvorgang sichtbares Streifenlichtmuster auf dem Gipsmodell (Eigene Aufnahme)	52
Abb. 19: Korrigierter Primärsan (grau: Primärsan; grün: Scanoptimierung) (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	53
Abb. 20: Mittels Fixator in den Zirkonzahn Scanner eingespannter Artex CR Artikulator (Eigene Aufnahme)	53
Abb. 21: Buccalscan von der im Artikulator vorliegenden Kontaktsituation beider Ganzkiefer (links) und zuvor eingescannter Oberkiefer (rechts) (Eigene Aufnahme).....	54
Abb. 22: Manuelle Zuordnung durch übereinstimmende Referenzpunktsetzung bei dem Buccalscan (links) und den zuvor gescannten Oberkiefer (rechts) (Eigene Aufnahme).54	
Abb. 23: Überlagerung des zuvor gescannten Oberkiefers (grau) mit dem Buccalscan (grün). Gleiches Vorgehen erfolgt mit dem Unterkiefer (Eigene Aufnahme).....	55
Abb. 24: Additionsreaktion der Basis- und Katalysatormasse von A-Silikonem	57
Abb. 25: Honigum Pro Mono und Honigum Putty Rigid Fast (Eigene Aufnahme).....	61
Abb. 26: Exothermreaktion von Gips	62
Abb. 27: Oberkiefermodell aus BonStone Superhartgips (Eigene Aufnahme)	66
Abb. 28: Futar D Fast von Kettenbach Dental (Eigene Aufnahme)	71
Abb. 29: Artex CR Artikulator von GIRRbach (Eigene Aufnahme)	71
Abb. 30: Ausrichtung eines unbeschleunigen Modells nach dem Bonwill-Dreieck im digitalen Artex CR Artikulator (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	78
Abb. 31: Darstellung des kranialsten Punkt des bukkalen Höcker 35 am unbeschleunigen Modell nach Set Distance (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	80
Abb. 32: Darstellung des kranialsten Punkt des bukkalen Höcker 35 des überlagerten beschleunigen Modells nach Set Distance (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	80
Abb. 33: Darstellung des kranialsten Punkt der distobukkalen Höckerspitze 46 des unbeschleunigen Modells (Braune Ebene) nach Spacer (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	82

Abb. 34: Darstellung des kranialsten Punkt der distobukkalen Höckerspitze 46 des überlagerten beschliffenen Modells (orangene Ebene) nach Spacer (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	82
Abb. 35: Direktes Ablesen des Abstandes zwischen zwei überlagerten Modellen an dem gewünschten Messpunkt mittels Groups (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	83
Abb. 36: Zuordnung von digitalisiertem Gipsmodell und Intraoralscan mittels Buccalscan im virtuellen Artikulator (violett) (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	85
Abb. 37: Darstellung der Überlagerung von IOS UK und unbeschliffenem Zirkonzahnmodell nach korrekter Zuordnung (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	85
Abb. 38: Direkte Gegenüberstellung der Medianwerte (—), der Mittelwerte mit Standardabweichung und der Varianz der vertikalen Differenz aller Probanden nach den verschiedenen Messmethoden: konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkonzahn (PEZ), Planmeca Emerald Scan (PES), Zirkonzahn Scan (ZZS) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG) (2.2.4)	92
Abb. 39: Gegenüberstellung der mittelwertigen Einschleifmenge [mm] pro Unterkieferzahn aller Probanden nach den Messverfahren Set Distance, Spacer und Groups für die Messung konventionelle Abformung (KA).....	95
Abb. 40: Gegenüberstellung der mittelwertigen Durchdringtiefe [mm] pro Unterkieferzahn aller Probanden nach den Messverfahren Set Distance, Spacer und Groups für die Messung Planmeca Emerald Scan (PES)	95
Abb. 41: Mittelwertige Durchdringtiefe [mm] pro Unterkieferzahn aller Probanden nach den Messverfahren Set Distance, Spacer und Groups für die Messung Zirkonzahn Scan (ZZS).....	96
Abb. 42: Farbliche Darstellung der Durchdringung des Unterkiefers zum Oberkiefer, zugeordnet nach dem Messverfahren Planmeca Emerald Scan (PES) (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	97
Abb. 43: Farbliche Darstellung der Durchdringung des Unterkiefers in den Oberkiefer, zugeordnet nach dem Messverfahren Zirkonzahn Scan (ZZS) (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	97
Abb. 44: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkon (PEZ) und Planmeca Emerald Scan (PES)	98

Abb. 45: Vergleich der Differenzen der mittelwertigen vertikalen Anhebung zwischen konventioneller Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkon (PEZ) und Planmeca Emerald Scan (PES).	100
Abb. 46: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Scan (PES) und Zirkonzahn Scan (ZZS).....	101
Abb. 47: Vergleich der Differenzen der mittelwertigen vertikalen Anhebung zwischen konventioneller Abformung (KA), Planmeca Emerald Scan (PES) und Zirkonzahn Scan (ZZS).....	102
Abb. 48: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung konventionelle Abformung (KA), Zirkonzahn Scan (ZZS) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG)	103
Abb. 49: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung Planmeca Emerald Quadrant (PEQ), Zirkonzahn Getrennt 1 (ZZG1) und Zirkonzahn Getrennt 2 (ZZG2)	105
Abb. 50: Vergleich der Differenzen der mittelwertigen vertikalen Anhebung zwischen Planmeca Emerald Quadrant (PEQ), Zirkonzahn Getrennt 1 (ZZG1) und Zirkonzahn Getrennt (ZZG2).....	107
Abb. 51: Vergleich der Mittelwerte mit Standardabweichung der Eindringtiefe jedes Probanden nach Messung mit Set Distance für die Messung Zirkonzahn Getrennt (ZZG), Zirkonzahn Getrennt 1 (ZZG1) und Zirkonzahn Getrennt 2 (ZZG2)	108
Abb. 52: Prozentualer Anteil der mittelwertigen Durchdringung des getrennten Semi Arch der rechten Kieferhälfte (Zirkonzahn Getrennt 1) und der linken Kieferhälfte (Zirkonzahn Getrennt 2) an dem Mittelwert der vertikalen Differenz nach der Ganzkiefermessung Zirkonzahn Getrennt (ZZG).....	109
Abb. 53: Direkte Gegenüberstellung der Medianwerte (—), der Mittelwerte mit Standardabweichung und der Varianz der vertikalen Differenz aller Probanden nach den verschiedenen Messmethoden: konventionelle Abformung (KA), Planmeca Emerald Zirkonzahn (PEZ), Zirkonzahn Scan (ZZS), Planmeca Emerald Scan (PES), Planmeca Emerald Quadrant (PEQ), Zirkonzahn Getrennt (ZZG), Zirkonzahn Getrennt 1 & 2 (ZZG1 & ZZG2) (2.2.4).....	110

Abb. 54: Darstellung der übereinstimmenden Flächen von Überlagerung des IOS mit dem EOS Gipsmodell: IOS Modell (violett) ist verschmälert (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	118
Abb. 55: Verwendung eines Optragate (Eigene Aufnahme; Beleuchtung zu Demonstrationszwecken).....	120
Abb. 56: Farbliche Darstellung übereinstimmender Flächen bei Überlagerung von unbeschiffenem und beschiffenem Modell (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	124
Abb. 57: Planmeca Emerald Buccalscan rechts und links (Screenshot; Zirkonzahn, 2020)	127
Abb. 58: Zirkonzahn Overviewscan (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	127
Abb. 59: farbliche Darstellung übereinstimmender Flächen nach Überlagerung von unbeschiffenem Modell und IOS UK, zugeordnet nach PEZ (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	130
Abb. 60: farbliche Darstellung übereinstimmender Flächen nach Überlagerung von unbeschiffenem Modell und IOS UK, zugeordnet nach PES (Screenshot; Zirkonzahn, 2020).....	130

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Die Kaubewegung wird durch die vier Kaumuskeln M. masseter, M. temporalis, Mm. Pterygoideus medialis und lateralis vermittelt (Schünke et al., 2015).....	12
Tab. 2: Zu der suprahyale Muskulatur gehört der M. stylohyoideus, M. mylohyoideus, M. geniohyoideus und M. digastricus und führen zur Abduktion des Unterkiefers (Schünke et al., 2015)	15
Tab. 3: Die auf dem Markt gängigen Intraoralscanner lassen sich bei der optischen Vermessung nach ihren Aufnahmetechniken gliedern.....	37
Tab. 4: Verarbeitungszeiten Honigum Pro Mono (DMG, 2020)	59
Tab. 5: Inhaltstoffe additionsvernetzter Silikone (Reusch und Weber, 2002)	60
Tab. 6: Technische Daten von Honigum Pro Mono und Putty Rigid Fast (DMG, 2020) ..	61
Tab. 7: Verarbeitungszeiten von Gips (Malchau, 2008).....	64
Tab. 8: Technische Daten des Wiegelmann Dental Gips (Wiegelmann-Dental, 2020) ..	66
Tab. 9: Verarbeitungszeiten von Futar D (Kettenbach Dental, 2020)	68
Tab. 10: Bewegungsmaxima des Artex CR Artikulator (Amann Girrbach, 2020)	70
Tab. 11: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen KA, PEZ, PES, ZZS und ZZG.	91
Tab. 12: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen KA, PEZ, PES	99
Tab. 13: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen KA, PES, ZZS.....	102
Tab. 14: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, Spacer und Groups, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung nach Set Distance der Messungen ZZS, ZZG	104
Tab. 15: Tabellarischer Vergleich der Median- und Mittelwerte nach Set Distance, der Standardabweichung, sowie der minimalen und maximalen mittelwertigen Abweichung der Messungen PEQ, ZZG1, ZZG2	106

8. Literaturverzeichnis

Ahlers MO, Jakstat HA. Indikationsstellung per Screening: CMD-Kurzbefund. In: Ahlers MO, Jakstat HA, Hrsg. Klinische Funktionsanalyse• Manuelle Strukturanalyse• Interdisziplinäre Diagnostik. 4. Auflage Hamburg: dentaConcept, 2011: 155-170

Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. J Prosthodont 2018; 27: 35-41

Amann GIRRBACH GmbH, 2020: Alle Artex® Artikulatoren auf einem Blick. <https://www.amanngirrbach.com/de/produkte/artikulation/artex-artikulatoren/> (04.04.2020)

Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik [AGF]. Nomenklatur der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik innerhalb der DGZMK. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 347-347

Ash MMP. Philosophy of occlusion: past and present. Dent Clin North Am 1995; 39: 233-255

Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. J Indian Prosthodont Soc 2020; 20: 27-37

Bader F, Setz J. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 346-348

Balthazar-Hart Y, Sandrik J, Malone W, Mazur B, Hart T. Accuracy and dimensional stability of four interocclusal recording materials. J Prosthet Dent 1981; 45: 586-591

Baresel I. Intraoralscanner: Aktuelle Trends. Digital Dental Magazin 2019; 3: 46-51

Beers AC, Choi W, Pavlovskaja E. Computer-assisted treatment planning and analysis. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6:117-125

Berman, MH. Accurate interocclusal records. *J Prosthet Dent* 1960; 10: 620-630

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

Bias F, Davids R, Gönner-Ötzkan V, Hoffmann M, Kater W, Meyer P, Reichle W, Ricken C, Toll DE, Umstadt HE, Weber D. Therapie von Kiefergelenkschmerzen. in: Stelzenmüller W, Wiesner J, Hrsg. Stuttgart: Thieme, 2010; 2

Blanco D, Cuesta E, Suárez CM. Influence of Ambient Light on the Quality of Laser Digitized Surfaces. in: Proceedings of the world congress on engineering. Vol. 1. 16th World Congress on Engineering. London – U.K., 2 – 4 July, 2008

Bocker R. Funktionelle Diagnostik der Craniomandibulären Dysfunktion aus Manualmedizinischer Sicht. Jena: Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität; Med Diss 1984: 15-21

Böhm A, Rammelsberg P, May HC, Pho Duc JM, Pospiech P, Gernet W: Direkte dreidimensionale elektronische Kondylenpositionsanalysen zur Bestimmung von RKP-IKP-Discrepanzen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995 a; 50: 35-39

Böhm A, Rammelsberg P, Pho Duc J-M, May H-C, Pospiech P, Gernet W: Elektronische Kondylenpositionsanalyse bei Gesunden und Patienten mit anteriorer Diskusverlagerung im Kiefergelenk. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995 b; 50: 553-557

Böttger H. Über die Abformung beschliffener Zahnstümpfe für Kronenarbeiten mit dem Doppelabdruckverfahren. *Deutsch Zahnärztebl* 1965; 19: 63-66

Bolt KJ, Orchardson R. Relationship between mouth opening force and facial skeletal dimensions in human females. *Arch Oral Biol* 1986; 31: 789–793

Bonitz P, Krzystek P. Reverse Engineering in Combination with Digital Photogrammetry. in: Ho-Schek J, Dankwort W, Hrsg. Reverse Engineering. Stuttgart: Vieweg+Teubner Verlag, 1996: 33-50

Borchers L. Gips: Naturgips, synthetischer Gips. Quintessence Int Zahntechnik 2000; 26: 939–954

Borchers L. Modellwerkstoffe. in: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. Grundlagen und Verarbeitung. Heidelberg: Hüthig, 2005: Bd. 1. 8. Aufl. 2 Bände

Breeding LC, Dixon DL, Kinderknecht KE. Accuracy of three interocclusal recording materials used to mount a working cast. J Prosthet Dent 1994; 71: 265-270

Brosky ME, Pesun IJ, Lowder PD, DeLong R, Hodges JS. Laser digitization of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. J Prosthet Dent 2002; 87: 204–209

Bumann A, Lotzmann U. Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien. in: Rateitschak KH, Wolf HF, Hrsg. Farbatlant der Zahnmedizin. Stuttgart – New York: Thieme, 2000; 12: 46-52

Caesar HH. Die Ausbildung zum Zahntechniker. München: Verlag Neuer Merkur, 1993; 3

Chai J, Pang IC. A study of the "thixotropic" property of elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 1994; 7: 155-158

Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. Int J Prosthodont 1989; 2: 368-370

Chen DC, Lai YL, Chi LY, Lee SY. Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. J Dent 2000; 28: 583–588

Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastomeric impression materials. J Dent 2004; 32: 603-609

Craig RG , Powers JM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung. München: Urban & Fischer, 2006

Diker B, Tak Ö. Comparing the accuracy of six intraoral scanners on prepared teeth and effect of scanning sequence. J Adv Prosthodont 2020 Oct; 12: 299–306

Dirksen D, Diederichs S, Runte C, von Bally G, Bollmann F. Three-dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitized models. J Orofac Orthop 1999; 60: 152-159

Derrien G, Le Menn G. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. J Prosthet Dent 1995; 74: 1-7

Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN ISO 6873: Dentalgipse. Berlin: Beuth Verlag, 2000: 4-12

DMG-Dental, 2020: Präzisionsabformung. <https://de.dmg-dental.com/de/produkte/abformmaterialien/praezisionsabformung/> (13.03.2020)

Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und Verarbeitung 4. Aufl. Heidelberg: Hüthig, 1981

Ender A, Mehl A. Full arch scan: conventional versus digital impressions – an in-vitro study. International journal of computerized dentistry; 2011; 14: 11-21

Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013; 109 :121-128

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: 313-320

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: 9-17

Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 2013; 16: 11–21

Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *International Journal of Computerized Dentistry* 2019; 22: 11-19

Entrup W. Universal/digestive jaw. Eine wichtige solitäre Dysfunktion (fault) des kranio-
mandibulären Systems (CMS). München: Springer Medizin Verlag, 2004: 4-5

Eriksson A, Ockert-Eriksson G, Lockowandt P, Eriksson O. Clinical factors and clinical variation influencing the reproducibility of interocclusal recording methods. *Br Dent J* 2002; 192: 395-400

Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 2013; 26: 115- 120

Fattore L, Malone W, Sandrik J, Mazur B, Hart T. Clinical evaluation of the accuracy of interocclusal recording materials. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 152-157

Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 56: 35-38

Ferreri CA. The temporomandibular joint. A new paradigm. *International Journal of Applied Kinesiology and Kinesiologic Medicine* 2001; 9: 10

Frank K. Überprüfung der Maßhaltigkeit digital abgeformter Kiefer. *Quintessenz Int.* 2018; 69: 1050–1061

Franz G. Gips. in: Eichner K, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Heidelberg: Hüthig Verlag GmbH, 1981: Band 1

Freesmeyer WB. Was man vom Kiefergelenk des Menschen wissen sollte. *Manuelle Medizin*. Berlin: Springer Verlag, 2000; 38: 316-321

Freilich M, Altieri J, Wahle J. Principles for selecting interocclusal records for articulation of dentate and partially dentate casts. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 361-367

Fritzsche G. Efficient dynamic registration technique using metalbite presented with a Cerec 3D partial crown: a case description. *Int J Comput Dent* 2007; 10: 93-97

Gallo LM, Colombo V, Maake C. Funktionelle Anatomie. in: Ettl D, Gallo LM, Hrsg. *Das Kiefergelenk in Funktion und Dysfunktion*. Zürich: Thieme, 2019; 1: 43-45

Galovska M, Petz M, Tutsch R. Unsicherheit bei der Datenfusion dimensioneller Messungen. Berlin: Medizinischen Fakultät Charité; Med Diss 2012: 238-45

Gandyra M, 2016-2019: Prinzipien und Verfahren der 3D-Messtechnik-Unter besonderer Berücksichtigung der CAD/CAM Verfahren in der Zahnheilkunde. <https://www.dr-gandyra.com/fachliches/3d-messtechnik/> (28.03.2020)

Ghazal M, Kern M. Influence of loading forces on the vertical accuracy of interocclusal records. *Quintessence Int* 2010; 41: 31-35

Ghazal M, Kern M. Mounting casts on an articulator using interocclusal records. J Prosthet Dent 2008; 100: 408-409

Gemeinsame Stellungnahme der AFDT und DGZPW. Terminologie der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (AFDT) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW). Dtsch Zahnärztl Z 2006; 61: 8-10

Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart: Thieme, 2017; 5

Girrbach K. Einige theoretische Grundlagen zur Auswahl eines Artikulatorsystems. Dent Labor 1991; 39: 653-659

Gubitz K. Untersuchung zur Genauigkeit von scanbaren Bissnahmematerialien bei Verwendung mit dem CEREC 3D-System [Dissertation]. Marburg: Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg, 2011

Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. Clin Oral Investig 2017; 21: 1445- 1455

Häusler G, Ettl P. Über die kluge Auswahl und Anwendung optischer 3D-Sensoren. Stuttgart: Photonik-Forschungsinstitute Universität Stuttgart; Med Diss 2004 a: 2-5

Häusler G, Ettl P. Über die kluge Auswahl und Anwendung optischer 3D-Sensoren. Stuttgart: Photonik-Forschungsinstitute Universität Stuttgart; Med Diss 2004 b: 58-61

Hanser C. Das Dental-Vademecum. Köln-München: Deutscher Zahnärzterverlag, 2001

Hoederath C. Vergleichende Untersuchungen über das Dimensionsverhalten von Doppelmischabformungen aus additiv und kondensativ vernetzenden Silikonmaterialien bei unterschiedlichen Lagerungszeiten vor der Modellherstellung. Marburg: Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg, Med Diss 1983

Höft H. Gips. Quintessence Int Zahntechnik 1990; 16: 77–90

Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik. Berlin: Quintessenz Verlag, 2003; Band 3

Hollenbeck K, Attin T, Van der Poel M. Dental Lab 3D Scanners - How they work and what works best. Copenhagen: 3Shape Technology Research, 2012

Honikel M. Das Craniomandibuläre System und seine Effekte auf die Körperhaltung -Teil II. in: Osteopathische Medizin. München: Urban & Fischer, 2007; 3: 16-21

Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, Alemzadeh K, Zhang L, Sandy JR. 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. Br Dent J 2008; 205: 387-392

Jähne B. Digitale Bildverarbeitung. Berlin - Heidelberg: Springer Verlag, 2012

Jeon JH, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of 3D white light scanning of abutment teeth impressions: evaluation of trueness and precision. J Adv Prosthodont 2014; 6: 468- 473

Jung, F. Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne. Schweiz: Monatsschr Zahnheilkd 1960; 70: 17- 30

Kappert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart: Thieme, 2008

Kerschbaum T. Skriptum zum Technisch-propädeutischen Kurs. Münster: Medizinische Fakultät Münster, 2003: 8

Kettenbach-Dental, 2020: Futar® - Leistung liegt in der Familie. (13.03.2020)

Keul C, Güth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. Clin Oral Investig 2020; 24: 735-745

Kim RJ, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. J Prosthet Dent 2018; 120: 895-903

Klein H, Weck M. Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme. Düsseldorf: VDI Verlag, 2000: 85-100

Klingbeil W. Genauigkeit des Oralscanners am Gebissmodell im Suresmile Verfahren. Kiel: Christian-Albrechts-Universität; Med Diss 2006

Koeck B, Sander G. Elastic deformation of the mandibular arch. Dtsch Zahnarztl Z 1978; 33: 254-261

Koeck B, Utz KH: Orale Rehabilitation mit festsitzend-abnehmbarem Zahnersatz. in: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde, 3. Aufl., Teilprothesen. München - Wien - Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996; 6: 195-233

Körper K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Stuttgart – New York: Thieme, 1993

Korioth TW, Hannam AG. Deformation of human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res 1994; 73: 56–66

Kühmstedt P, Hintersehr J. Optische 3D-Messtechnik im Dentalbereich. Digital Dental News 2008; 9: 40-45

Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, and Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. J Dent 2016; 55: 68-74

Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 2035–2043

Kuske M. Gipsverarbeitung und Modellsysteme. Fuchstal: TW-Media, 2000

Lang J, Niederfeilner J. Über Flächenwerte der Kiefergelenkspalte. *Anat Anz* 1977; 141: 398-400

Lassila V. Comparison of five interocclusal recording materials. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 215-218

Lassila, V, McCabe JF. Properties of interocclusal recording materials *J Prosthet* 1985; 53: 100-104

Lee IK, DeLong R, Pintado MR, Malik R. Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Oper Dent* 1995; 20: 246-252

Lee WS, Kim WC, Kim HY, Kim WT, Kim JH. Evaluation of different approaches for using a laser scanner in digitization of dental impressions. *J Adv Prosthodont* 2014; 6: 22-29

Lehmann KM, Burgdorf HO. 2-stage impression technic for crowns and bridgework (corrective impression). *ZWR*, 1987; 87: 430-433

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. Zahnärztliche Propädeutik Einführung in die Zahnheilkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2011; 12: 1-98

Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A comparative analysis of intraoral 3d digital scanners for restorative dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology* 2011; 5: 1-12

Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 2014; 54: 203-221

Lotzmann U. *Die Prinzipien der Okklusion*. München: Neuer Merkur GmbH, 1998

Lückerath W. Die Relationsbestimmung. in: Koeck B, Hrsg. *Kronen und Brückenprothetik*. PDZ, Bd. 5. München – Stuttgart – Jena – Lübeck – Ulm: Urban & Fischer, 1999 a: 167-191

Lückerath W. Das okklusale Konzept, in: Koeck B, Hrsg. *Kronen und Brückenprothetik*. PDZ; Bd. 5. München – Stuttgart - Jena – Lübeck - Ulm: Urban & Fischer, 1999 b: 223-251

Lückerath W. Zum Ausmaß der fehlerhaften vertikalen Montage bei digitaler Montage und Zuordnung der STL- Files des Ober- und Unterkiefers in MI. 54. Jahrestagung der DGFDT „Funktion im digitalen Workflow“: persönliche Mitteilung, 19.11.2021

Luthardt RG, Kuhmstedt P, Walter M. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater* 2003; 19: 19-24

Luthardt RG, Quaas S, Rudolph H. Maschinelle Herstellung von Zahnersatz. in: Tinschert J, Natt G, Hrsg. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien*. Köln: Deutscher Ärzte Verlag; 2007: 67-94

Malchau A. *Arbeitsheft für technisch-propädeutischen Kurs*. Bonn: Rheinische Friedrich-Wilhelms Universität Bonn, 2008

Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of accuracy between a conventional and two digital intraoral impression techniques. *Int J Prosthodont* 2018; 31:107-13

Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. Aust Dent J 1998; 43: 428-434

Martinez JE, Combe EC, Pesun IJ. Rheological properties of vinyl polysiloxane impression pastes. Dent Mater 2001; 17: 471-476

Marx H. Zur Dynamik der aus der elastischen Kieferdeformierung stammenden Zahnbewegungen. Dtsch Zahnärztl Z 1967; 22: 1310–1323

Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Wien: Hanser München, 1991

Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztliche Werkstoffkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2005

Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps I. Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. J Clin Exp Dent 2018; 10: 361-366

Mehl A. 3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie in der restaurativen Zahnmedizin - Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens. München: Universität München; Med Diss 1998

Mehl A. CAD/CAM-Technik: Aktuelle Bewertung und Zukunftstrends. Schweiz: Dental Tribune, 2009; 3

Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. Int J Comput Dent 2009; 12: 11-28

Meintrup D. Prüfung verschiedener Untersuchungsverfahren zur Normung von Bissregistriermaterialien. Gießen: Justus-Liebig-Universität Gießen; Med Diss 2002

Meschede D. Optik, Licht und Laser. Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2008

Millstein PL, Clark R, Kronman J. Determination of the accuracy of wax interocclusal registrations II. J Prosthet Dent 1973; 29: 40-45

Millstein PL, Hsu CC. Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change. J Prosthet Dent 1994; 71: 400-403

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc 2006; 137: 7-13

Morneburg TR, Hugger A, Türp JC, Schmitter M, Utz KH, Freesmeyer W, Rammelsberg P. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e. V. (DGPRo) Anwendung des Gesichtsbogens beim funktionsgesunden Patienten im Rahmen restaurativer Maßnahmen. Dtsch Zahnärztl Z 2010; 65: 690-694

Müller H. Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. Int J Comput Dent 2010; 13, 265-273

Müller J, Götz G, Kraft E. Werkstoffkundliche Untersuchungen zur dreidimensionalen Veränderung der Kieferrelation durch verschiedene Registriermaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 1112-1115

Müller J, Götz G, Hörz W, Kraft E. Study of the accuracy of different recording materials. J Prosthet Dent 1990; 63, 41-46

Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. Quintessence International 2016; 47: 343-349

Mullick S, Stackhouse JJ, Vincent G. A study of interocclusal record materials. J Prosthet Dent 1981; 46: 304-7

Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent* 2018; 2018: 5189761

Myers M. Centric relation records-historical review. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 141-145

Nave T. Untersuchung zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien. Gießen: Justus-Liebig-Universität Gießen; Med Diss 2000

Orth U, Wedler V. Method for obtaining a position match of 3D data sets in a dental CAD/CAM system. Washington DC: US Patent and Trademark Office, 2009: US Patent No. 7,796,811

Orth U, Wedler V. Dental CAD/CAM system for obtaining a position match of 3D data sets. Washington DC: US Patent and Trademark Office, 2012: US Patent No. 8,111,909

Osnes CA, Wu JH, Venezia P, Ferrari M, Keeling AJ. Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. *J Prosthodont Res* 2019; 64: 6-11

Park JM. Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: Sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *J Adv Prosthodont* 2016; 8: 354-62

Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 2014; 18: 1687-94

Pfaff P. Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten. Haude und Spener, Berlin 1756, Reprint Berlin 1986

Pfeiffer J. Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *Int J Comput Dent* 1999; 2: 65–72

Piehslinger E, Celar A, Celar R, Jager W, Slavicek R. Reproducibility of the condylar reference position. J Orofacial Pain 1993; 7: 75-101

Planmeca, 2020: Planmeca Emerald™. (04.04.2020)

Planmeca. Planmeca S User Manual. 15695200.d-emerald-s-user-manual.pdf 2020: 23

Quaas S, Loos R, Sporbeck RG, Luthardt R. Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 96- 98

Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. J Dent 2007; 35: 903–908

Quaas S, Sporbeck H, Luthardt R. Analyse der Digitalisiergenauigkeit von Gesamtmodellen bei Mehrfachmessung. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 543-545

Quaas S. CAD/CAM-Systeme für die Praxis. ZM 2008; 98: 52-58

Reichardt B. Klinische Abformgenauigkeit unter Praxisbedingungeneine quantitative und qualitative Modellanalyse. Ulm: Medizinische Fakultät der Universität Ulm; Med Diss 2013: 5-10

Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: Anin vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. J Prosthet Dent 2017; 118: 36-42

Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares LDN, Rizzante FAP, George FM, Neves FDD, Mendonca G. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. J Prosthet Dent 2021; 125: 294-9

Reusch B, Weber B. Materialkunde. in: Wirz J, Wöstmann B, Hrsg. Die Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 2. Aufl. Seefeld: Espe Dental AG, 2002

Rohaly J. The development of the Lava chairside oral scanner C.O.S. technology – masterpiece of a legion of talented and committed people. Interview by Laslo Faith. *Int J Comput Dent* 2009; 12: 165–169

Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 2002; 5: 155-164

Sachdeva R. SureSmile technology in a patient-centered orthodontic practice. *J Clin Orthod* 2001; 35: 245-253

Sailer, A. Meistermodelle - ein altes, aber immer wieder aktuelles Thema. *Dental-Labor* 1997; 45: 687–695

Salaorni C, Palla S. Condylar rotation and anterior translation in healthy human temporomandibular joints. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994; 104: 415–422

Schmidt A, Klusmann L, Wöstmann B, Schlenz MA. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J. Clin. Med* 2020; 9: 688

Schubinski P. Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV* 2011: 40-49

Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. in: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K, Hrsg. *Prometheus. LernAtlas der Anatomie 4. Auflage.* Stuttgart: Thieme, 2015

Schweiger J, Kieschnick A. *CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde.* Fuchstal: teamwork Media GmbH, 2017

Shafagh I, Yoder JL, Thayer KE. Diurnal variance of centric relation position. *J Prosthet Dent* 1975; 34: 574-582

Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. In vitro Comparison of Marginal Adaption Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. J Prosthodont 2016; 26: 581-586

Siebert G. Clinical-experimental study on the movement of teeth based on the elastic deformation of the mandible. ZWR 1978; 87: 543-47

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Prothetik. Berlin: Quintessenz, 2011; 1

Su TS, Sun J. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. J Prosthodont 2014; 9: 1-9

Suchan M, Bublewitz A, Reber JP. Method for Producing a Dental Product, and Scannable Material. Patent. Eschenburg: Kettenbach GmbH & Co KG, 2008: DE, WO/2008/064872

Svejda M. Das Kiefergelenk Betrachtung des Caput mandibulae mittels der Mikro-Computertomographie. München: Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München; Med Diss 2007: 3-12

Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret F, Attal JP. Dentale CAD/CAM Systeme zum Zahnersatz verstehen – der digitale Workflow aus Sicht des Maschinenbaus verstehen. International Journal of Computerized Dentistry 2015; 18: 21-44

Thun MT. Untersuchung der Genauigkeit der direkten intraoralen Digitalisierung mittels Intraoralscannern. Berlin: Medizinische Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin, Med Diss 2021

Tillmann B, Töndury G. Bewegungsapparat. in: Rauber A, Kopsch F, Hrsg. Anatomie des Menschen. Stuttgart: Thieme, 1987; 1

Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007

Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; 7: 25-45

Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 382-388

Trunzer W. Strategien zur On-Line Bahnplanung bei Robotern mit 3DKonturfolgesensoren; Forschungsbericht, Technische Universität München. Berlin: Springer-Verlag, 1996: 16

Utz KH, Duvenbeck H, Oettershagen K. Distanz zwischen terminaler Scharnierachsenposition und Interkuspitationsposition im Kiefergelenkbereich. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; 100, 42-49

Utz KH, Müller F, Bernard N, Hültenschmidt R, Kurbel R. Handbissnahme oder Stützstiftregistrierung zur Einstellung der maximalen Interkuspitation bei Totalprothesenträgern. *Zahnärztl Welt* 1993; 102: 780-791

Utz KH, Müller F, Bernard N, Hültenschmidt R, Kurbel R: Comparative studies on check-bite and central-bearing point method for the remounting of complete dentures. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 717-726

Utz KH, Müller F, Lückerrath W, Schwarting P, Noethlichs W, Büttner R, Fuss E, Grüner M, Koeck B. The lateral leeway in the habitual intercuspation: experimental studies and literature review. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 406-413

Utz KH, Schmitter M, Freesmeyer WB, Morneburg T, Hugger A, Türp JC, Rammelsberg P. Kieferrelationsbestimmung. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (DGPro), 2010: 1-19

Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. Clin Oral Implants Res 2017; 28: 648- 653

Vehring A. Die Genauigkeit der Kieferrelationsbestimmung durch verschiedene Registriermaterialien beim bezahnten und unbezahnten Patienten. Münster: Medizinische Fakultät der Westfälische Wilhelms-Universität Münster; Med Diss 1997

Vergos VK, Tripodakis AP. Evaluation of vertical accuracy of interocclusal records. Int J Prosthodont 2003; 16, 365-368

Viohl J. Abformwerkstoffe. in: Eichner K, Kappert HF ,Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. Sechste vollständig überarbeitete Aufl. Heidelberg: Hüthig Verlag, 1996: 274-296

Weise T, Wismer T, Leibe B. Online loop closure for real time interactive 3D scanning. Computer Vision and Image Understanding 2011; 115: 635–648

Welker D und Mehner M. Additionsvernetzte Silikone-Abformwerkstoffe. Stomatol DDR 1979; 29: 391-400

Wichmann M, Borchers L. Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3- D-Koordinatenmessmaschine (Teil 2). Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47, 88-91

Wiegelmann-Dental, 2020: Produktkatalog 2019/2020. (13.03.2020)

Wilkinson TM, Crowley CM. A histologic study of retrodiscal tissues of the human temporomandibular joint in the open and closed position. J Orofac Pain 1994; 8: 7-17

Wirz J, Oberholzer R, Schmidli F. Physikalische Eigenschaften ausgewählter Dentalgipse. Dental-Labor 1990; 38: 67–77

Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Münster: Medizinische Fakultät Westfälische Wilhelms-Universität; Med Diss 1992

Wöstmann B, Dohle A, Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 679-682

Wöstmann B, Koniaris A, Ferger P. Der Einfluss von Feuchtigkeit auf die Abformgenauigkeit in einem Sulkus-Fluid-Flow-Modell. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 631-633

Wöstmann B, Powers JM. Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M Espe, 2009

Zaruba M, Mehl A. Chairside-Systeme: eine aktuelle Übersicht. International Journal of Computerized Dentistry 2017; 20: 123-149

Ziegler M. Digital impression taking with reproducibly high precision. Int J Comput Dent 2009; 12, 159–163

Zimmermann M, 2016: Die digitale Abformung mit dem Intraoralscanner: mehr als nur eine Abformung. ZMK. <http://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete.html>: 28.03.2020

Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. Int J Comput Dent 2015; 18: 101-129

Zimmermann M. Auftakt zum digitalen Workflow in Praxis und Labor. Digital dental Magazin 2017; 5: 40-48

Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. J Orofac Orthop 2017; 78: 466-71

Zirkonzahn GmbH, 2020: Scanner S600 Arti – Allroundscanner. (04.04.2020)

Zirkonzahn GmbH, 2020: Zirkonzahn Software. (04.04.2020)

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen Dank nachstehenden Personen entgegenbringen, ohne deren Mithilfe die Anfertigung dieser Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. W. Lückcrath für die Überlassung des Themas und der engen Zusammenarbeit.

Ich danke Herrn Dr. M. Stoilov für seine stets freundliche Hilfe und Unterstützung bei dieser Arbeit.

Vielen Dank der Firma Zirkozahn, insbesondere Herrn W. Tratter für die technische Unterstützung bei dem Umgang mit dem Softwareprogramm und für die Beantwortung von Fragen rund um das Modifier System.

Zudem danke ich der Abteilung Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn für die Bereitstellung des Intraoral- und Extraoralscanners. Vielen Dank auch an das im Hause bestehende Zahntechniklabor.

In besonderer Weise möchte ich auch den Probanden dieser Studie meinen Dank aussprechen.

Meiner Familie danke ich für die ausdauernde Ermutigung und Geduld, besonderem Dank gilt jedoch meinem Bruder für seine tatkräftige technische Unterstützung bei der Datengewinnung und Auswertung. Auch meinem Partner möchte ich neben der schriftlichen Korrektur insbesondere für seine emotionale Unterstützung danken.