

Aus der Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung
der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Überprüfung der Reproduzierbarkeit linearer Messungen an digitalen Modellen zur
Untersuchung von intraoralem Hart- und Weichgewebe mittels digitaler Abformungen
(Doppelscans)

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Zahnmedizin
der Universitätsmedizin
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Philipp Thißen
aus Bruchsal

Mainz, 2025

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 02. März 2026

Nachnutzungslizenz: CC-BY-ND-4.0

Widmung

Ich widme diese Arbeit meinen Eltern, die mich trotz vieler Rückschläge immer weiter motiviert haben, um bis zum Ende durchzuhalten.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis.....	II
Tabellenverzeichnis.....	III
1 Einleitung / Ziel der Dissertation	1
1.1 Hintergrund und Relevanz.....	1
1.2 Aktueller Forschungsstand.....	1
1.3 Forschungslücke und Problemstellung	1
1.4 Forschungskontext	2
1.5 Zielsetzung und Fragestellung	2
1.6 Nullhypothesen und Alternativhypothesen.....	3
1.7 Methodischer Ansatz.....	4
1.8 Untersuchungsmethode	4
1.9 Aufbau der Arbeit.....	5
2 Literaturdiskussion.....	7
2.1 Einführung	7
2.2 Definition zentraler Messbegriffe.....	7
2.3 Betrachtung der technischen Entwicklungen.....	8
2.3.1 Anfänge analoger und digitaler Abformtechnik.....	8
2.3.2 Hardware, Software, Neuronale Netze, KI und Kalibrierung	9
2.3.3 Hardware	9
2.3.4 Software.....	10
2.3.5 Neuronale Netze - Künstliche Intelligenz	10
2.3.6 Lichtquellen in der intraoralen 3D-Digitalisierung	11
2.3.7 Kalibrierung.....	12
2.3.8 Patientenzufriedenheit.....	12
2.3.9 Gesamtbetrachtung der technischen Möglichkeiten von Intraoralscannern ...	12
2.4 Betrachtung der Genauigkeit von Intraoralscans.....	13
2.4.1 Intraorales Hartgewebe	13
2.4.2 Genauigkeit bei der Erfassung von intraoralem Hartgewebe.....	13
2.4.3 Einzelzahnrestaurationen und Quadrantenscans.....	13
2.4.4 Vollbogenscans	14
2.4.5 Implantologie	15
2.4.6 Kieferorthopädie	16
2.4.7 Intraorales Weichgewebe.....	16
2.4.8 Genauigkeit bei der Erfassung von Gingivastrukturen	17
2.4.9 Mukosa und periimplantäre Strukturen	18
2.4.10 Erfassung von Weichgewebe im Zusammenhang mit Lugolscher Lösung	19
2.5 Betrachtung von einflussnehmenden Umgebungsfaktoren.....	20

2.5.1	Umgebungsbedingungen und Oberflächeneigenschaften	20
2.5.2	Temperaturänderungen.....	20
2.5.3	Beleuchtung.....	20
2.5.4	Feuchtigkeit und Speichel	21
2.5.5	Oberflächeneigenschaften und Restaurationsmaterialien.....	21
2.5.6	Gesamtbetrachtung abhängige Umgebungsfaktoren und Genauigkeit	21
2.6	Betrachtung von anwenderbezogenen Faktoren.....	22
2.6.1	Einfluss der Erfahrung des Behandlers und Scanstrategie	22
2.6.2	Genauigkeitssteigerung durch Erfahrung	22
2.6.3	Reduktion des Zeitaufwands mit zunehmender Erfahrung	23
2.6.4	Einfluss von Bedienererfahrung auf die Implantatprothetik.....	23
2.6.5	Umfassendere Datenerfassung durch Routine.....	23
2.6.6	Lernkurve und Basisgenauigkeit.....	23
2.6.7	Systematische Scanstrategien zur Reduktion von Fehlern und Zeit.....	24
2.6.8	Scan-Hilfsmittel.....	24
2.6.9	Einfluss von Scanstrategien auf die Ergebnisqualität.....	24
2.6.10	Reduktion von Abweichungen durch systematische Scanmuster.....	25
2.6.11	Einfluss von Patientenpositionierung und Umgebungsfaktoren.....	25
2.6.12	Gesamtbetrachtung des Einflusses von klinischer Erfahrung	25
2.7	Intraoralscans als diagnostisches Hilfsmittel	26
2.7.1	Einsatz von Intraoralscannern zur Erkennung oraler Pathologien	26
2.7.2	Kariesdiagnostik mittels Nahinfrarot-Technologie (NIR).....	26
2.7.3	Hyperspektrale Bildgebung kombiniert mit Fluoreszenz	27
2.7.4	Quantitative Überwachung von Zahnerosionen.....	27
2.7.5	Erkennung und Überwachung von Weichgewebepathologien.....	28
2.7.6	Gesamtbetrachtung Erkennung von Pathologien mittels IOS	29
2.8	Zuverlässigkeit von intraoralen Scans (IOS)	29
2.8.1	Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit digitaler und analoger Verfahren	29
2.8.2	Reliabilität bei Hartgewebe.....	29
2.8.3	Reliabilität von Weichgewebe	30
2.8.4	Spezielle Herausforderungen.....	31
2.8.5	Gesamtbetrachtung der Zuverlässigkeit von IOS	31
3	Material und Methodik	32
3.1	Material	32
3.1.1	Intraoralscanner (IOS).....	32
3.1.2	Design, Ergonomie und Hardware-Komponenten.....	32
3.1.3	Technische Spezifikationen.....	32
3.1.4	Das konfokale Bilderfassungsprinzip des TRIOS 3.....	33
3.1.5	Funktionsweise der konfokalen Bilderfassung im TRIOS 3	34
3.1.6	Datenverarbeitung und Echtzeit-3D-Modellierung.....	34
3.1.7	Klinische Anwendung (intraorales Scannen)	35

3.2	Methodik	35
3.2.1	Allgemeine Methodik	35
3.2.2	Studienteilnehmer.....	37
3.2.3	Ausschlusskriterien.....	37
3.2.4	Genutzte Software.....	38
3.2.5	Digitaler Arbeitsablauf	39
3.2.5.1	Segmentierung - virtuelle Sagittalebenekonstruktion je Rjamfjord-Zahn ..	39
3.2.5.2	Vergleich der Doppelscans mit drei Matching-Methoden	40
4	Ergebnisse.....	43
4.1	Statistische Analyse	43
4.2	Reproduzierbarkeit der Doppelmessungen	43
4.3	Vergleich der Matching-Methoden	45
4.4	Zusammenfassung	46
5	Diskussion	47
5.1	Vergleich der Reproduzierbarkeit digitaler und konventioneller Methoden.....	47
5.1.1	Hartgewebevergleich.....	48
5.1.2	Weichgewebevergleich	48
5.2	Einflussfaktoren auf die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von IOS	49
5.2.1	Anwendererfahrung und Training.....	49
5.2.2	Hardware und Software-Updates.....	49
5.2.3	Speichel, Gewebebeschaffenheit.....	50
5.2.4	Scanstrategie und Scanzeit.....	50
5.3	Relevanz auf Diagnostik und Therapie	51
5.4	Limitationen und Forschungsausblick.....	51
5.5	Überprüfung der Reliabilität der Messmethoden	52
5.6	Überprüfung der Nullhypothesen	53
5.6.1	Nullhypothese 1	53
5.6.2	Nullhypothese 2.....	54
5.6.3	Nullhypothese 3.....	54
5.6.4	Nullhypothese 4	55
5.6.5	Übergeordnete Nullhypothese	55
6	Zusammenfassung	56
6.1	Hintergrund	56
6.2	Methodik	56
6.3	Ergebnisse.....	56
6.4	Schlussfolgerung	56
7	Literaturverzeichnis	57
8	Danksagung.....	66
9	Tabellarischer Lebenslauf	67

Abkürzungsverzeichnis

IOS = Intraoralscanner

BWZK = Bundeswehrzentral Krankenhaus

PTBS = Posttraumatische Belastungsstörung

CAD = Computer-Aided Design

CAM = Computer-Aided Manufacturing

CMOS = Complementary Metal-Oxide-Semiconductor

CCD = Charged-Coupled Device

AWS = Active Wavefront Sampling

OCT = Optische Kohärenztomographie

LED = Light Emitting Diode

STL = Standard Tessellation Language

PLY = Polygon File Format

OBJ = Dateiformat zum Speichern von digitalen 3D-Modellen

DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine

P3M = Particle-Particle-Particle-Mesh

KI = Künstliche Intelligenz

CNNs = Convolutional Neural Networks

IoU = Intersection over Union

FDI = Fédération Dentaire Internationale

mm = Millimeter

μm = Mikrometer

NIR = Near Infrared

Abbildungsverzeichnis

Abbildung:

- 1 Intraoralscanner TRIOS 3 von 3Shape (3Shape, 2019).
- 2 Messtechnisches Grundprinzip der konfokalen Mikroskopie (Schlögl 2024)
- 3 Volumetrische Berechnung eines vollständigen Zahns (Thißen, P. 2021, OrthoAnalyzer)
- 4 Darstellung der digitalen Modelle (Doppelscans) im Vergleich (Thißen, P. 2021, OrthoAnalyzer)
- 5 Bestimmung Rotationszentrum und Festlegung der zahnspezifischen Sagittalebene (Thißen, P. 2021, OrthoAnalyzer)
- 6 Überlagerung des ersten und des folgenden Scans eines Probanden (Thißen, P. 2021, OrthoAnalyzer)
- 7 Messung der linearen Abstände auf Hart- und Weichgewebe im Oberkiefer (Thißen, P. 2021, OrthoAnalyzer)
- 8 Messung der linearen Abstände auf Hart- und Weichgewebe im Unterkiefer (Thißen, P. 2021, OrthoAnalyzer)
- 9 Unterschiede zwischen den Messungen der linearen Abstände auf Hartgewebe pro Probanden und Matching-Methode (Thißen, P., SPSS, 2024)
- 10 Unterschiede zwischen den Messungen der linearen Abstände auf Weichgewebe pro Probanden und Matching-Methode (Thißen, P., SPSS, 2024)
- 11 Ergebnisse ANOVA (Thißen, P., SPSS 2024)

Tabellenverzeichnis

Tabelle:

- 1 Definition zentraler Messbegriffe Thißen P. (2025) nach (Mehl et al., 2021; ISO, 2023)
- 2 Ausschlusskriterien für Studienteilnehmer
- 3 Matching Methoden
- 4 Ergebnisse Hart- und Weichgewebe
- 5 Unterschiede zwischen den linearen Distanzmessungen auf Hartgewebe (links) und Weichgewebe (rechts) in (mm) für alle Probanden kombiniert pro Matching-Methode (Thißen, P., SPSS, 2024)
- 6 Zusammenfassung Ergebnisse

1 Einleitung / Ziel der Dissertation

1.1 Hintergrund und Relevanz

Intraorale Scanner (IOS) haben sich in den letzten Jahren zu einem unverzichtbaren Instrument in der modernen Zahnmedizin entwickelt. Sie bieten vielfältige Einsatzmöglichkeiten und stellen eine präzise und zeitsparende Alternative zu konventionellen Abformverfahren dar (Ebeid et al., 2017). Dank kontinuierlicher technischer Weiterentwicklungen haben sich Intraoralscanner als hilfreiches digitales Abformverfahren für die Mundhöhle etabliert.

1.2 Aktueller Forschungsstand

Die Vorteile der intraoralen Scanner gegenüber konventionellen Methoden wurden bereits in zahlreichen Studien belegt. So kann die kompressionsfreie Erfassung des intraoralen Weichgewebes zu einer höheren Genauigkeit im Vergleich zu analogen Abdrücken führen (Ciccio et al., 2020; Punj et al., 2017). Untersuchungen zeigen zudem, dass die Vorerfahrung des Behandlers im Umgang mit intraoralen Scannern einen geringeren Einfluss auf das Ergebnis hat als bei konventionellen Abformungen (Kihara et al., 2020; Lim et al., 2018; Camardella et al., 2017). Die Bestimmung von Größe und Farbe der Gingiva kann darüber hinaus ein zusätzliches wichtiges Diagnoseinstrument sein, um mögliche Pathologien zu erkennen, z. B. Rezessionen, Parodontitis oder Periimplantitis (Gkantidis et al., 2024; Monje & Salvi., 2024). Auch die schnelle Durchführung und die langfristige Speicherung der digitalen Daten erscheinen gegenüber konventionellen Methoden überlegen. Zusätzlich kann die digitale Technik eine präzise Beurteilung von Veränderungen an den oralen Strukturen über definierte Zeiträume ermöglichen, was eine detaillierte Analyse von Behandlungsverläufen und -ergebnissen begünstigt (Sun et al., 2018).

Die wachsende Bedeutung digitaler Abformverfahren in der Zahnmedizin zeigt sich auch in der kontinuierlich steigenden Zahl wissenschaftlicher Veröffentlichungen zu diesem Themenfeld. Eine PubMed Recherche über wissenschaftliche Publikationen, für den Zeitraum 2020-2025, ergab zu den Stichwörtern „intraorales Scannen“ rund 2.200 Einträge.

Während die Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit der digitalen Abformung von intraoralem Hartgewebe bereits gut dokumentiert ist, besteht weiterhin Forschungsbedarf hinsichtlich der digitalen Erfassung von intraoralem Weichgewebe (Aragon et al., 2016; Ender et al., 2019; Gomez-Polo et al., 2023).

1.3 Forschungslücke und Problemstellung

Die präzise Abbildung des Weichgewebes kann eine wichtige Rolle bei parodontologischen, chirurgischen und prothetischen Behandlungen für Diagnose und Therapie spielen. Darüber

hinaus kann eine sorgfältige Datenerfassung der 3-dimensionalen oralen Strukturen eine wichtige Grundlage für das Training neuronaler Netze bilden (Pitchika et al., 2024).

Trotz vielversprechender Ergebnisse zeigen Studien, dass die präzise Kontrolle der Gingivabreite mit digitalen Techniken eines Intraoralscanners (direkte Methode) und eines Laborscanners (indirekte Methode) bisher nur eingeschränkt möglich ist. Dennoch deuten neuere Untersuchungen darauf hin, dass sich Weichgewebefunde mit digitalem Scannen zufriedenstellend genau beurteilen lassen (Wei et al., 2020; Al-mashraqi et al., 2021; Nalbantoğlu et al., 2023). Angesichts der stetigen Verbesserung der Scannertechnologie und der Software zur Bildverarbeitung ist zu erwarten, dass auch die Abbildung des oralen Weichgewebes zunehmend präziser wird.

1.4 Forschungskontext

Über die Abteilung XXIII "Zahnmedizin" im Bundeswehrzentral Krankenhaus (BWZK) in Koblenz wurde ein Sonderforschungsprojekt initiiert mit dem Titel: "Prospektive Untersuchung zur zahnmedizinischen Stress-/Belastungsdiagnostik, vor und nach Auslandseinsätzen, mittels digitaler zahnmedizinischer Kieferabformungen, im Vergleich mit Stress- und Belastungsfragebögen, sowie Evaluation der Auswirkungen von Bruxismus auf die Dental Fitness und posttraumatische Belastungsstörung".

Eine vorausgegangene Pilotstudie mit dem Titel „Orofaziale Funktionsstörung und posttraumatisches Belastungssyndrom“ (Braas et al., 2019) zeigte deutliche Limitationen traditioneller Methoden und unterstreicht somit die Notwendigkeit präziserer digitaler Verfahren. Das aktuelle Forschungsprojekt verfolgt das Ziel, digitale Abformtechniken zur Erfassung von Zahnhartsubstanzverlust durch Bruxismus und möglichen Veränderungen der Gingiva, insbesondere Attachmentverlust, vor und nach Auslandseinsätzen zu evaluieren.

1.5 Zielsetzung und Fragestellung

Ziel dieser Studie ist es, zu untersuchen, ob intraorale Hartgewebe- und Weichgewebefunde an der Gingiva mithilfe digitaler Abformungen im Vergleich zu analogen Verfahren reproduzierbar und valide messbar sind.

Reproduzierbarkeit bezeichnet die Fähigkeit, eine Messung unter gleichen extrinsischen und intrinsischen Bedingungen exakt zu wiederholen. Dieser Aspekt ist für die Validität und Signifikanz der Studiendaten von zentraler Bedeutung und bildet die Grundlage der angewandten Methodik zur Ergebniskontrolle. In diesem Zusammenhang wird die Genauigkeit durch die Übereinstimmung der Doppelscans definiert. Je geringer die Abweichung, desto besser sind die Ergebnisse verwertbar. Die Präzision beschreibt die Streuung der Messwerte, während die Genauigkeit die Übereinstimmung zwischen Mittelwerten und tatsächlichen Messwerten angibt (Mehl et al., 2021)

Der Fokus liegt darauf, die Validität der Datenerhebung von Hart- und Weichgewebe mit dem Intraoralscanner zu prüfen und zu beurteilen, ob diese Technologie für das Sonderforschungsprojekt des BWZK geeignet ist. Darüber hinaus soll ermittelt werden, inwieweit digitale Abformungen eine valide Alternative zu konventionellen Methoden darstellen und welche spezifischen Limitationen und Einflussfaktoren zu berücksichtigen sind. Bei positiven Ergebnissen sind weitere Untersuchungen an einer größeren Anzahl von Probanden geplant, um die Reproduzierbarkeit mit hoher Sicherheit nachzuweisen. Ein zentrales Ziel des Sonderforschungsprojekts besteht darin, zu untersuchen, ob Veränderungen des intraoralen Hart- und Weichgewebes bei Soldaten mit Posttraumatischer Belastungsstörung (PTBS) mithilfe digitaler Workflows schneller und präziser diagnostiziert und therapiert werden können. Die aus dieser Studie gewonnenen Erkenntnisse sollen daher eine fundierte Basis für weitere Untersuchungen, für die klinische Anwendbarkeit und die gezielte Weiterentwicklung digitaler Messmethoden in der zahnmedizinischen Praxis schaffen. Trotz der zunehmenden Verbreitung digitaler Abformtechniken, bleibt eine kritische Betrachtung der Genauigkeit dieser Verfahren unerlässlich.

Die zentrale Fragestellung lautet daher: Sind intraorale Hart- und Weichgewebefunde mittels Intraoralscans zuverlässig und reproduzierbar messbar? Daraus leitet sich das Thema der Arbeit ab: "Überprüfung der Reproduzierbarkeit linearer Messungen an digitalen Modellen zur Untersuchung von intraoralem Hart- und Weichgewebe mittels digitaler Abformungen (Doppelscans)".

1.6 Nullhypothesen und Alternativhypothesen

Die übergeordnete Nullhypothese lautet: „Der Intraoralscanner TRIOS 3 ist für die Reproduzierbarkeit der Messung von intraoralem Hart- und Weichgewebe mittels Doppelmessungen nicht besser geeignet als das analoge Messen mit Schieblehre und Lupenbrille und liefert keine schnellere und genauere dentale sowie mukogingivale Diagnostik.“

Diese lässt sich in vier einzelne Nullhypothesen untergliedern, die in der abschließenden Diskussion überprüft werden:

1. Der Intraoralscanner TRIOS 3 weist keine signifikant höhere Reproduzierbarkeit der Messungen auf als die konventionelle Methode mit Schieblehre und Lupenbrille.
2. Der Intraoralscanner TRIOS 3 ermöglicht keine signifikant schnelleren Messungen als die konventionelle Methode.
3. Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert keine signifikant genauere dentale Diagnostik als die konventionellen Methoden.

4. Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert keine signifikant genauere mukogingivale Diagnostik als die konventionellen Methoden.

Die übergeordnete Alternativhypothese lautet dagegen: „Der Intraoralscanner TRIOS 3 ist für die Reproduzierbarkeit der Messung von intraoralem Hart- und Weichgewebe mittels Doppelmessungen besser geeignet als das analoge Messen mit Schieblehre und Lupenbrille und liefert eine schnellere und genauere dentale sowie mukogingivale Diagnostik.“

Diese lässt sich wiederum in vier einzelne Alternativhypothesen untergliedern:

1. Der Intraoralscanner TRIOS 3 weist eine signifikant höhere Reproduzierbarkeit der Messungen auf als die konventionelle Methode mit Schieblehre und Lupenbrille.
2. Der Intraoralscanner TRIOS 3 ermöglicht signifikant schnellere Messungen als die konventionelle Methode.
3. Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert eine signifikant genauere dentale Diagnostik als die konventionellen Methoden.
4. Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert eine signifikant genauere mukogingivale Diagnostik als die konventionellen Methoden.

1.7 Methodischer Ansatz

Im Rahmen dieser Studie wird der Intraoralscanner TRIOS 3 von 3Shape einer systematischen Evaluation unterzogen, um dessen Eignung und Validität für den zukünftigen wissenschaftlichen und klinischen Einsatz zu verifizieren. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit wurden dazu im experimentellen Teil der Studie an Probanden lineare Messungen in vivo anhand digitaler Abformungen (Doppelscans) von Hart- und Weichgewebe in der Mundhöhle durchgeführt, um so die mittlere Abweichung zwischen den Scans und die Präzision der Messungen zu ermitteln.

Die im Verlauf der Studie entwickelten Auswertungsmethoden sollen auch für weitere klinische Studien innerhalb des Sonderforschungsprojekts Anwendung finden und als methodische Grundlagen für zukünftige Forschungsarbeiten dienen.

1.8 Untersuchungsmethode

Zur Validierung der digitalen Abformung als Messverfahren für intraorale Hart- und Weichgewebestrukturen wurden digitale Doppelscans unmittelbar aufeinanderfolgend durchgeführt. Um die optische Differenzierung verschiedener Gingivaareale, insbesondere des mukogingivalen Übergangs, zu verbessern, erfolgte in einigen Fällen zusätzlich eine Einfärbung der Mukosa mit Lugolscher Lösung (5 %ige Iod-Kaliumiodid-Lösung), um damit

eine Kontrasterhöhung zur Verbesserung der Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit zu erreichen.

1.9 Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Arbeit versteht sich als Proof-of-Principle-Studie und bildet den ersten Teil einer Untersuchung zu intraoralem Hart- und Weichgewebe im Rahmen eines Sonderforschungsprojekts am Bundeswehrzentral Krankenhaus Koblenz.

Proof-of-Principle bezeichnet die Umsetzung eines Konzepts, einer Methode oder eines Prinzips mit dem Ziel, deren praktische Machbarkeit und Potenzial zu überprüfen (Schmidt, 2006).

Die Herangehensweise an diese Dissertation umfasst zunächst eine systematische Literaturrecherche zu digitalen Messverfahren. Im Fokus stehen dabei Präzision, Reproduzierbarkeit sowie klinische Aspekte digitaler Abformungen im Vergleich zu konventionellen Methoden.

Es folgt der experimentelle Teil, in dem Material und Methodik dargestellt, die Ergebnisse präsentiert sowie abschließend diskutiert und zusammengefasst werden. Die Arbeit gliedert sich in sechs Kapitel.

Kapitel 1 enthält die thematische Einführung und die Zielsetzung.

Kapitel 2 bietet einen Überblick über Möglichkeiten und Grenzen digitaler Messmethoden und stellt den aktuellen Forschungsstand auf Basis einer Literaturrecherche dar. Dabei werden die technologischen Grundlagen von Intraoralscannern sowie deren Entwicklungen in der modernen Zahnmedizin erläutert. Darüber hinaus werden die verschiedenen Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit untersucht, differenziert nach technischen, anatomischen und anwendungsbezogenen Aspekten. Zusätzlich wird die digitale Abformung konventionellen Verfahren gegenübergestellt, um deren jeweilige Vor- und Nachteile sowie die klinische Relevanz digitaler Technologien einordnen zu können.

Kapitel 3 beschreibt Material und Methodik in Hinblick auf die vorgesehenen Auswertungsverfahren.

In Kapitel 4 werden die spezifischen Messungen am dentalen Hartgewebe und an der Gingiva analysiert. Untersucht werden hierbei insbesondere die anatomischen Besonderheiten, die digitalen Erfassungsmöglichkeiten sowie die Wiederholbarkeit der Messergebnisse (Reliabilität).

In Kapitel 5 erfolgt die Ergebnisdiskussion. Hier werden die digitalen Messresultate den konventionellen Methoden gegenübergestellt, mit Blick auf ihre klinischen

Anwendungsbereiche, ihre jeweiligen Vor- und Nachteile sowie auf relevante Messabweichungen in der aktuellen Literatur. Darüber hinaus werden die in der Zielsetzung formulierten Nullhypothesen überprüft.

Kapitel 6 fasst die Ergebnisse zusammen, reflektiert sie kritisch und formuliert Perspektiven für zukünftige Forschung sowie praktische Anwendungen. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen der Bundeswehr im weiteren Verlauf des Sonderforschungsprojekts und darüber hinaus neue Möglichkeiten im Einsatz digitaler intraoraler Abformverfahren eröffnen und eine wissenschaftlich fundierte Grundlage für weiterführende Untersuchungen schaffen.

2 Literaturdiskussion

2.1 Einführung

Digitale Messmethoden stellen einen bedeutenden Fortschritt in der modernen Zahnmedizin dar, da sie nicht nur die Präzision, sondern auch die Effizienz bei der Erfassung anatomischer Strukturen erheblich verbessern können und vermutlich langfristig analoge Methoden vollständig ersetzen werden. Die nachfolgenden Abschnitte bieten eine detaillierte Analyse der zugrunde liegenden Literatur in Bezug auf Konzepte und Technologien von intraoralen Scannern. Zudem werden die zunehmenden Fortschritte digitaler Technik in der Zahnmedizin, aber auch die spezifischen Herausforderungen thematisiert, die sowohl technische als auch anatomische Aspekte betreffen. Weiterhin bilden diese Ausführungen die thematischen Grundlagen für das Verständnis der Anwendung und Relevanz digitaler Messverfahren in der klinischen Praxis, insbesondere im Hinblick auf deren Einfluss auf die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit.

2.2 Definition zentraler Messbegriffe

Folgende Begriffe dienen dem Grundverständnis der Messbegriffe im Zusammenhang mit der Anwendung von Intraoralscannern (Tab. 1).

Begriff	Definition
Genauigkeit (Accuracy)	Übergeordneter Begriff, der sich aus der Richtigkeit (Trueness) und der Präzision (Precision) zusammensetzt.
Richtigkeit (Trueness)	Beschreibt, wie nahe ein Messergebnis am tatsächlichen Referenzwert liegt.
Präzision (Precision)	Gibt an, wie konsistent wiederholte Messungen unter gleichen Bedingungen sind.
→ Wiederholbarkeit (Repeatibility)	Unterkategorie der Präzision: Übereinstimmung der Messergebnisse bei mehrfacher Durchführung durch denselben Untersucher mit demselben Gerät unter identischen Bedingungen.
→ Reproduzierbarkeit (Reproducibility)	Unterkategorie der Präzision: Übereinstimmung der Messergebnisse bei Durchführung durch verschiedene Untersucher oder mit unterschiedlichen Geräten unter veränderten Bedingungen.

Tab. 1: Definition zentraler Messbegriffe Thißen P. (2025) nach (Mehl et al., 2021; ISO, 2023)

2.3 Betrachtung der technischen Entwicklungen

2.3.1 Anfänge analoger und digitaler Abformtechnik

Die Entwicklung der Abformtechniken in der Zahnmedizin reicht bis ins 18. Jahrhundert zurück. Phillip Pfaff (1713–1766) führte die Methode der Abformung in die Zahnheilkunde ein und legte damit den Grundstein für moderne Verfahren. Ein bedeutender Fortschritt war die Beschreibung des Abformlöffels durch Christophe F. Delabarre im Jahr 1820, der eine standardisierte Vorgehensweise ermöglichte (Ring, 1997). Damit waren die Grundlagen für die noch heute gültigen Prinzipien der analogen Abformung gelegt.

Die Anfänge der digitalen Abformung reichen in die frühen 1980er Jahre zurück. An der Universität Zürich entwickelten Prof. Dr. Werner H. Mörmann und Dr. Marco Brandestini das erste computergestützte System zur Herstellung zahnärztlicher Restaurationen mit der Bezeichnung CEREC-System (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics). Ziel war es, Zahndefekte intraoral digital zu vermessen und keramische Restaurationen direkt in der Praxis (chairside) mittels CAD/CAM-Technologie anzufertigen. 1985 stellte die Siemens AG einen ersten klinischen Prototyp des CEREC-Systems vor, die kommerzielle Markteinführung des CEREC 1 erfolgte 1987.

Im Laufe der folgenden Jahrzehnte wurde die Technologie kontinuierlich weiterentwickelt. Diese Entwicklungen bauen auf der Pionierarbeit von Mörmann und Brandestini auf. (Mörmann, 2006)

Die fortschreitende Digitalisierung hat die Zahnmedizin bis heute nachhaltig verändert. Insbesondere digitale Abformverfahren etablieren sich zunehmend als zeitsparende, patientenfreundliche und potenziell präzisere Alternative zu herkömmlichen Methoden. Ihre Fähigkeit zur schnellen Erfassung exakter 3D-Daten optimiert den Datenaustausch und die Archivierung. Es bleibt jedoch zu klären, ob und inwieweit digitale Abformungen herkömmliche Verfahren tatsächlich übertreffen und ihre Anwendungen unter bestimmten klinischen Umständen und Situationen begrenzt sind. Eine differenzierte Analyse der Leistungsfähigkeit von Intraoralscannern im Vergleich zu analogen Methoden ist notwendig, um die tatsächlichen Vorteile und möglichen Einschränkungen dieser Systeme zu bewerten.

Die vorliegende Literaturrecherche untersucht die Möglichkeiten und Grenzen digitaler Intraoralscanner im Vergleich zu konventionellen analogen Techniken. Ziel ist es, die Potenziale und Limitationen intraoraler Scanner zu untersuchen, relevante Einflussfaktoren zu identifizieren und praxisnahe Empfehlungen für den klinischen Einsatz abzuleiten. Die in der Literatur dargestellten Informationen sollen fundierte Schlussfolgerungen hinsichtlich der Vor- und Nachteile beider Methoden ermöglichen und somit eine evidenzbasierte Grundlage für die Thematik dieser Arbeit schaffen.

2.3.2 Hardware, Software, Neuronale Netze, KI und Kalibrierung

Intraorale Scanner ermöglichen eine präzise, effiziente und patientenfreundliche digitale Erfassung oraler Strukturen. Im weiteren Verlauf werden die technischen Grundlagen, softwarebasierte Algorithmen, der Einsatz künstlicher Intelligenz und neuronaler Netze, Aspekte der Kalibrierung sowie die Auswirkungen auf die Patientenzufriedenheit näher untersucht.

2.3.3 Hardware

Intraorale Scanner bestehen aus mehreren Hardwarekomponenten, die synergistisch zusammenwirken, um präzise digitale 3D-Modelle der Mundhöhle zu erstellen. Das zentrale Element ist das handgeführte Scan-Wand, das mit hochauflösenden CCD- bzw. CMOS-Kameras zur simultanen Bildaufnahme aus verschiedenen Winkeln, einer spezifischen Lichtquelle, komplexen optischen Systemen und hochsensiblen Sensoren ausgestattet ist (Mangano et al., 2017). Diese Scan-Einheit kommuniziert mit einer leistungsstarken Computereinheit zur Datenverarbeitung und Modellgenerierung (Richert et al., 2017). Studien zeigen, dass die Richtigkeit und Präzision von Intraoralscans stark von der Art der Scannertechnologie beeinflusst wird (Osman & Alharbi, 2023).

Die technologische Grundlage intraoraler Scanner umfasst verschiedene bildgebende Verfahren: Bei der Triangulation wird ein definiertes Lichtmuster auf die Zahnoberfläche projiziert, dessen Reflexion von Sensoren aus unterschiedlichen Blickwinkeln erfasst wird, um durch geometrische Berechnungen 3D-Koordinaten zu ermitteln (Richert et al., 2017). Die konfokale Mikroskopie arbeitet mit einem präzise fokussierten Laserstrahl und einer Lochblende, die ausschließlich Licht aus einer spezifischen Tiefenebene erfasst, was zu Aufnahmen mit exakter Tiefenschärfe führt (Richert et al., 2017). Das Active Wavefront Sampling (AWS) projiziert dynamische Lichtmuster auf die oralen Strukturen, deren Deformation detaillierte Oberflächeninformationen liefert. Diese Technik wird jedoch nur noch wenig verwendet (Richert et al., 2017). Einige Systeme nutzen zudem die optische Kohärenztomographie (OCT), die mittels Breitband-Lichtquelle und Interferometrie hochaufgelöste Bilder der Gewebesuboberfläche erzeugt. Mit Swept-Source-OCT ($\lambda \approx 1310$ nm) lassen sich vollständige 3D-Zahnmodelle rekonstruieren, wenn hunderte 2D-Schichtaufnahmen mittels ICP-Stitching kombiniert werden (Eom et al., 2019).

Die Hardware-Zusammensetzung variiert je nach System. Sie umfasst eine Lichtquelle (LED oder Laser), präzise optische Komponenten wie Linsen und Spiegel, hochauflösende CMOS- oder CCD-Sensoren sowie die eigentliche Scanspitze (Richert et al., 2017). Die Wahl der Lichtwellenlänge beeinflusst die Qualität der Gewebeerfassung, wobei kurzwelliges blaues Licht häufig optimale Kontrastverhältnisse liefert (Mangano et al., 2017). Die technologische Weiterentwicklung führte von puderbasierten Scannern, die eine opake Beschichtung

benötigten, zu modernen puderfreien Systemen, die Reflexionen und Transluzenz mithilfe fortschrittlicher Lichtquellen und Algorithmen bewältigen können (Boehm et al., 2025).

Die von intraoralen Scannern generierten digitalen Modelle werden standardmäßig im STL-Format (Standard Tessellation Language) gespeichert, das von den meisten CAD/CAM- (Computer Added Design/Computer Added Manufacturing) Systemen unterstützt wird. Einige Systeme bieten zusätzlich PLY- oder OBJ-Exporte an, die Farbe und Textur enthalten können (Mangano et al., 2017). Die Echtzeitverarbeitungsfähigkeit ermöglicht unmittelbare Rückmeldung und Anpassungen während des Scanvorgangs (Richert et al., 2017). Die Größe und Form der Scanspitze sind entscheidend für die Richtigkeit und Präzision, sowie für die Zugänglichkeit vorwiegend posterior gelegener Mundbereiche (An H. et al., 2024; Richert et al., 2017).

2.3.4 Software

Das intraorale Scannen basiert auf hochentwickelten Softwarealgorithmen, welche die erfassten Rohdaten in präzise 3D-Modelle transformieren. Ein zentraler Mechanismus ist die 3D-Rekonstruktion mittels Stitching-Algorithmen, bei denen die aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommenen Bilddaten zu einem kohärenten 3D-Modell zusammengefügt werden. Dieser Vorgang involviert die Identifizierung von Points of Interest (POI) in den Aufnahmen und die Berechnung einer Transformationsmatrix zur räumlichen Ausrichtung (Mourouzis, 2025).

Die Verarbeitung der generierten Punktwolken umfasst Downsampling zur Reduktion der Datenmenge, Extraktion signifikanter Merkmale, Registrierung zur Ausrichtung mehrerer Scans und globale oder lokale Ausrichtungsprozesse. Moderne Software bietet Fehlererkennungs- und Korrekturmechanismen, die Datenlücken mittels Interpolation schließen oder mögliches Bildrauschen filtern (Mourouzis, 2025).

Ein wesentlicher Vorteil ist die umfassende Analyse- und Messfunktionalität: Distanzen, Winkel und Volumina lassen sich direkt im 3D-Modell evaluieren, was für die Behandlungsplanung wichtig sein kann. Die Echtzeitvisualisierung während des Scans erlaubt dem Anwender, fehlende Daten sofort zu identifizieren und durch erneutes Scannen zu vervollständigen (Mourouzis, 2025). Zudem erfolgt die nahtlose Integration in CAD/CAM-Systeme zur Planung und Fertigung von Restaurationen (Mangano et al., 2017).

2.3.5 Neuronale Netze - Künstliche Intelligenz

Die Integration von Künstlicher Intelligenz (KI) und neuronalen Netzen, insbesondere von Convolutional Neural Networks (CNNs) wie dem 3D-U-Net, zeigt, dass moderne KI-Systeme in der Zahnmedizin weit mehr leisten können als reine Datenerfassung. Sie ermöglichen automatisierte, präzise Analysen und Segmentierungen, die mit manuellen Methoden

vergleichbar oder diesen sogar überlegen sind. Die genannten Werte, mit einer mittleren IoU (Intersection over Union, Jaccard-Koeffizient) von 0,915 und einer Klassifikationsgenauigkeit von 89,4 % bei der Zuordnung von FDI-Zahnnummern, belegen die hohe Zuverlässigkeit und Genauigkeit dieser Technologien (Vinayahalingam et al., 2023). Der Jaccard-Koeffizient ist eine Kennzahl für die Ähnlichkeit von Mengen.

Für die Diagnostik verwenden Behandler CNNs zur Karieserkennung, indem sie zunächst Zahnflächen segmentieren und dann Läsionen klassifizieren. Dabei erzielen tiefenlernende Systeme teilweise höhere Sensitivität und Spezifität als erfahrenes Fachpersonal (Park et al., 2022).

2.3.6 Lichtquellen in der intraoralen 3D-Digitalisierung

Innerhalb der intraoralen 3D-Digitalisierung gibt es verschiedene Lichtquellen, die dazu beitragen die Oberfläche zu erkennen. Dazu gehören Laserlicht, LED-Licht, blaues Licht, weißes Licht und Infrarotlicht.

Laserlicht ist kohärent, stark gebündelt und lässt sich präzise fokussieren. Diese physikalischen Eigenschaften ermöglichen eine exakte Erfassung von Oberflächenstrukturen. Aufgrund seiner geringen Streuung ist Laserlicht weniger störanfällig gegenüber Umgebungslicht. In modernen Scansystemen wird häufig blaues Laserlicht eingesetzt, das eine hohe Kantenschärfe und Detailtreue liefert (Shining 3D, 2024).

LEDs emittieren diffuses, nicht kohärentes Licht. Trotz geringerer Fokussierbarkeit eignen sie sich durch ihre Vielseitigkeit für schnelle Flächenerfassungen. Weiße und blaue LEDs sind in vielen intraoralen Scannern Standard, da sie kosteneffizient sind und in einer Vielzahl klinischer Umgebungen verwendet werden können (Dental Rotors, 2025).

Im Vergleich zum LED-Licht bietet Laserlicht eine höhere Präzision und bessere Tiefenschärfe. LEDs hingegen ermöglichen eine breitere Ausleuchtung und sind robuster gegenüber mechanischen Einflüssen. Blaue Laser bieten hohe Präzision bei der Erfassung selbst schwieriger Oberflächen wie dunkler oder glänzender Strukturen. LED-Systeme mit weißem Licht zeigen hingegen eine höhere Anfälligkeit für Umgebungslicht und Streuung, was die Genauigkeit beeinträchtigen kann. Die Kombination beider Technologien in einem System stellt eine Erweiterung der Einsatzmöglichkeiten dar, da sie sowohl Präzision als auch Flexibilität unterstützt (Shining 3D, 2024).

Blaues Licht besitzt eine Wellenlänge von etwa 450 nm. Aufgrund dieser kurzen Wellenlänge kommt es zu weniger Beugung und Streuung, was eine hohe Auflösung und präzise Kantenabbildung ermöglicht. Zudem ist blaues Licht unempfindlicher gegenüber Störungen durch Umgebungslicht. Diese Eigenschaften machen es besonders geeignet für die digitale Erfassung feiner Details sowie komplexer intraoraler Strukturen (3D Scantech, 2025).

Weißes Licht setzt sich aus einem breiten Spektrum unterschiedlicher Wellenlängen zusammen. Dadurch treten stärkere Streueffekte auf, die zu einer verringerten Genauigkeit führen können. Weißes Licht eignet sich daher besonders für Anwendungen, bei denen eine umfassende Flächenerfassung mit geringeren Detailanforderungen im Vordergrund steht. Allerdings ist es anfälliger für Lichtinterferenzen aus der Umgebung und benötigt häufig kontrollierte Beleuchtungsverhältnisse (3D Scantech, 2025).

Infrarotlicht (800 - 1000 nm) spielt im Rahmen der intraoralen 3D-Digitalisierung nur eine untergeordnete Rolle. Es kann spezifische Effekte auf biologisches Gewebe ausüben, liefert jedoch nicht die nötige Präzision für detaillierte Scans (ZWP Online, 2016).

2.3.7 Kalibrierung

Die Kalibrierung ist mitentscheidend für die Richtigkeit und Präzision intraoraler Scanner. Studien zeigen, dass regelmäßiges Kalibrieren mittels Kalibrierobjekt die Messabweichungen signifikant verringert. Insbesondere bei längeren Scanpfaden beeinflusst eine korrekte Kalibrierung die Richtigkeit und Präzision deutlich (Boehm et al., 2025).

Vibrationen durch instabile Unterlagen können ebenfalls Fehlmessungen verursachen (Revilla-León et al., 2023). Moderne Scannersoftware unterstützt den Anwender mit geführten Kalibrier-Assistenten und Firmware-Updates zur Fehlerkorrektur und Qualitätssicherung (Alkadi, 2023; Vág et al., 2021).

2.3.8 Patientenzufriedenheit

Empirische Untersuchungen belegen, dass Patienten intraorale Scans den konventionellen Abdruckmethoden vorziehen: Sie berichten über weniger Unbehagen, reduzierten Würgereiz und ein angenehmeres Geschmackserlebnis (Christopoulou et al., 2022). Digitale Abformungen sind zudem schneller durchgeführt, was die Zeitwahrnehmung der Patienten positiv beeinflusst (Siqueira et al., 2021). Hohe Patientenzufriedenheit steigert die Compliance und Akzeptanz therapeutischer Maßnahmen, da Patienten digitalen Workflows positiver gegenüberstehen (Christopoulou et al., 2022; Siqueira et al., 2021). Der Wegfall von Abformlöffeln und Abdruckmassen verbessert das Wohlbefinden und erleichtert die Kommunikation zwischen Behandler, Patient und Zahntechniker durch sofort verfügbare digitale Modelle (Mangano et al., 2017; Christopoulou et al., 2022).

2.3.9 Gesamtbetrachtung der technischen Möglichkeiten von Intraoralscannern

Intraorale Scanner vereinen Hardware, leistungsfähige Software und KI-basierte Analyseverfahren zu einem integrativen digitalen Diagnostik- und Planungswerkzeug in der Zahnmedizin. Die kontinuierliche technologische Entwicklung führt zu einer stetigen Steigerung von Präzision, Effizienz und Nutzerkomfort. Regelmäßige Kalibrierung ist ebenfalls essenziell für die Messgenauigkeit. Die hohe Akzeptanz und Zufriedenheit der Patienten

unterstreichen das Potenzial digitaler Workflows, konventionelle Abformverfahren in Zukunft nachhaltig abzulösen.

2.4 Betrachtung der Genauigkeit von Intraoralscans

2.4.1 Intraorales Hartgewebe

Dentales Hartgewebe bezeichnet die mineralisierten, festen Gewebearten des Zahns. Dazu gehören Zahnschmelz, Dentin und Zement. Im Rahmen dieses Abschnitts wird übersichtlich auf den Zahnaufbau eingegangen, um einen allgemeinen Überblick zu schaffen.

Der Zahn wird oberflächlich von oben nach unten in die Anteile Zahnkrone (Corona), Zahnhals (Cervix) und Zahnwurzel (Radix) aufgeteilt. Die Zahnkrone besteht von außen aus Zahnschmelz, von innen aus Dentin (Zahnbein), das mit kleinen Kanälchen (Dentintubuli) durchzogen ist, in denen sich Nervenfasern befinden. Zentral im Inneren liegt die Pulpakammer (Zahnhöhle), die aus Nervengewebe und Blutgefäßen besteht. Die Zahnkrone hat von außen Kontakt zur Mundhöhle. Der Zahnhals besteht an der Oberfläche aus Zahnschmelz, der in Zahnzement übergeht. Er grenzt nach koronal an die Zahnkrone, nach apikal an die Zahnwurzel und zirkulär an die freie Gingiva (Mukosa). Die Wurzel grenzt nach koronal an den Zahnhals. Sie besteht von innen ebenfalls aus Dentin, Nerven und Blutgefäßen, von außen aus Zahnzement und Desmodont (Wurzelhaut). Weiterhin ist sie in der Alveole (Zahnfach) zirkulär an einem Faserapparat aufgehängt (Sharpey-Fasern), der von Alveolarknochen umgeben ist und eine Verbindung zwischen Zahn und umliegendem Knochen darstellt. (Lang & Lindhe, 2015)

2.4.2 Genauigkeit bei der Erfassung von intraoralem Hartgewebe

Die Genauigkeit digitaler Scansysteme wird allgemein durch zwei Hauptkomponenten charakterisiert: Richtigkeit (trueness) und Präzision (precision). Die Richtigkeit bezieht sich auf die Fähigkeit eines Scanners, die tatsächliche Geometrie einer Struktur korrekt wiederzugeben, während die Präzision die Reproduzierbarkeit von Messungen unter gleichen Bedingungen beschreibt (Ender, Zimmermann & Attin, 2016; Mangano et al. 2017). Diese Parameter bilden die Grundlage für die Bewertung der Leistungsfähigkeit von Intraoralscannern im Vergleich zu konventionellen Abformtechniken und sind entscheidend für deren klinische Anwendbarkeit in den verschiedenen zahnmedizinischen Disziplinen.

2.4.3 Einzelzahnrestorationen und Quadrantenscans

Bei Einzelzahnrestorationen und Quadrantenscans zeigen Intraoralscanner vergleichbare oder überlegene Ergebnisse gegenüber konventionellen Abformungen (Güth et al., 2016). Chochlidakis et al., (2016) stellten in ihrer Metaanalyse fest, dass digitale Abformungen für Einzelkronen und kleine Brücken Genauigkeiten aufweisen, die mit konventionellen Techniken vergleichbar oder besser sind. Die mittlere Diskrepanz bei digitalen Abformungen betrug 63,3

μm verglichen mit $58,9 \mu\text{m}$ bei konventionellen Methoden, was innerhalb der klinisch akzeptablen Grenze von $120 \mu\text{m}$ liegt. Ender, Zimmermann & Attin, (2016) beobachteten in ihrer In-vivo-Studie, dass die Quadranten-Scangenaugigkeit bei digitalen Methoden zwischen $12,3 \pm 2,7 \mu\text{m}$ und $35,5 \pm 8,4 \mu\text{m}$ lag, während konventionelle Polyether-Abformungen eine Genauigkeit von $16,9 \pm 5,8 \mu\text{m}$ aufwiesen. Dies unterstreicht die klinische Zuverlässigkeit digitaler Methoden für Teilbereiche des Zahnbogens. Alzahrani et al., (2021) verglichen zwei handelsübliche Intraoralscanner und berichteten von einer Richtigkeit von $24,1 \pm 6,8 \mu\text{m}$ für den TRIOS 3 und $33,1 \pm 1,5 \mu\text{m}$ für den CEREC Omnicam bei Einzelzahnrestorationen. Diese Werte liegen deutlich unter der klinisch akzeptablen Grenze von $120 \mu\text{m}$ für marginale Passungen. Ebeid et al., (2017) sowie Afrashtehfar et al., (2022) untersuchten ebenfalls die Genauigkeit von Intraoralscans im Vergleich von konventionellen Abformungen im Zusammenhang mit verschiedenen Arten von Restaurationen. Nach den Ergebnissen boten digitale Abdrücke die gleiche Genauigkeit wie konventionelle Abdrücke bei der Herstellung von Kronen, festsitzendem Zahnersatz, implantatgetragenen Kronen und kurzspannigen Brücken mit Randspaltwerten im klinisch akzeptablen Bereich ($<120 \mu\text{m}$). Bei Restaurationen des gesamten Zahnbogens führten in diesen Studien herkömmliche Abdrücke jedoch zu einer höheren Richtigkeit und Präzision.

2.4.4 Vollbogenscans

Bei Vollbogenscans zeigen sich größere Unterschiede zwischen digitalen und analogen Methoden. Osnes et al., (2020) untersuchten sechs Intraoralscanner und stellten fest, dass die Richtigkeit bei Vollbogenscans zwischen $38,2 \mu\text{m}$ und $67,0 \mu\text{m}$ variiert, mit einer Präzision zwischen $37,7 \mu\text{m}$ und $74,9 \mu\text{m}$. Diese Werte sind klinisch akzeptabel, obwohl konventionelle Polyether-Abformungen in einigen Studien geringfügig bessere Ergebnisse erzielten (Ebeid et al., 2017; Afrashtehfar et al. 2022). Ender, Zimmermann & Mehl, (2019) berichteten, dass die Richtigkeit von Vollbogen-Intraoralscans zwischen $35,2 \pm 8,6 \mu\text{m}$ und $88,2 \pm 13,0 \mu\text{m}$ lag, während konventionelle Abformungen eine Richtigkeit von $17,3 \pm 6,4 \mu\text{m}$ aufwiesen. Die Autoren stellten jedoch fest, dass die neuesten IOS-Generationen eine signifikante Verbesserung der Scangenaugigkeit zeigen, die sich der von konventionellen Methoden annähert. Amornvit, Rokaya & Sanohkan, (2021) verglichen zehn aktuelle Intraoralscanner und fanden heraus, dass alle untersuchten Systeme klinisch akzeptable Genauigkeiten für Vollbogenscans aufweisen, wobei der TRIOS 3 und der iTero Element-Scanner die höchste Genauigkeit zeigen, mit Abweichungen von unter $50 \mu\text{m}$ in den meisten Testbereichen. Sun et al., (2018) stellte mit dem TRIOS eine durchschnittliche Oberflächenabweichung von $0,04 \text{ mm}$ bei intraoralen Scans fest, die im Abstand von 2 Wochen genommen wurden ($0,02 \text{ mm}$ bei extraoralen Scans eines Modells mit dem gleichen Gerät), durch virtuelle Überlagerung der Modelle. Im Bereich der Molaren kam es zur größten Abweichung. Aragon et al., (2016) führte eine Literaturstudie durch, ob Intra- und Inter-Bogen-Messungen von digitalen

Dentalmodellen, die mit einem Intraoralscanner erfasst wurden, genauso zuverlässig und gültig sind wie ähnliche Messungen, die von analogen Dentalmodellen erzielt werden. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass Inter- und Intra-Bogen Messungen aus digitalen Modellen der untersuchten Intraoralscanner eine höhere Genauigkeit aufwiesen als analoge konventionelle Abformungen. Eine Literaturstudie von Abduo et al., (2018) befasste sich mit der Bewertung der Richtigkeit und Präzision der verfügbaren IOS-Systeme für die Zahnabformung und die Identifizierung von Einflussfaktoren auf diese Genauigkeit. Im Vergleich zu konventionellen Abformungen können die IOS-Systeme zuverlässig für diagnostische Zwecke und Short-Span-Scanning eingesetzt werden. Beim Scannen des gesamten Zahnbogens ist das IOS-System jedoch anfällig für mehr Abweichungen. Die verschiedenen Systeme schneiden dabei unterschiedlich ab, scheinen aber im Vergleich zu analogen Abformungen im Durchschnitt genauer zu sein. Jiang et al., (2024) zeigten, dass der TRIOS bei Vollbogenscans im Vergleich zu Einzelzahncans ungenauer abschneidet. Die bereits in der Einleitung erwähnte Studie von Braas et al (2019), zeigte dass die Reproduzierbarkeit von Doppelmessungen an Gipsmodellen des Ober- und Unterkiefers von PTBS erkrankten Soldaten mittels analoger Schieblehre und Lupenbrille nicht mit klinischer Zufriedenheit möglich war. Bei den Messungen der Kronenhöhe und -breite ergab sich eine Standardabweichung der Differenzen von 0,26 mm (Interexaminer Error) und von 0,61 mm (Intraexaminer Error). Diese Werte überschreiten die klinische Nutzbarkeit und Relevanz deutlich und sind daher nicht aussagekräftig. Die Studie zeigt die Notwendigkeit einer Überprüfung mittels digitaler Abformungen.

2.4.5 Implantologie

In der Implantologie ist die präzise Erfassung der dreidimensionalen Position von Implantaten entscheidend. Ma et al., (2023) führten eine systematische Überprüfung und Metaanalyse von In-vivo-Studien durch und fanden heraus, dass die mittlere Abweichung bei digitalen Implantat-Abdrücken mit Intraoralscannern zwischen 21,7 μm und 96,5 μm liegt. Diese Werte befinden sich innerhalb der klinisch akzeptablen Grenzen für die meisten implantatgetragenen Restaurationen. Pozzi et al., (2023) verglichen in einer prospektiven In-vivo-Studie die Genauigkeit von digitalen Vollbogen-Implantat-Abdrücken und fanden heraus, dass die mittlere Abweichung bei 55,8 \pm 32,9 μm liegt, was mit konventionellen Abformmethoden vergleichbar ist. Die Autoren betonten jedoch, dass die Genauigkeit mit zunehmender Anzahl von Implantaten und zunehmenden Scanbereich abnimmt. Imburgia et al., (2017) stellten fest, dass bei teilbezahnten Patienten mit mehreren Implantaten die Genauigkeit von Intraoralscannern zwischen 28,5 \pm 7,1 μm und 38,0 \pm 14,0 μm liegt, während bei zahnlosen Patienten mit vier oder mehr Implantaten die Genauigkeit auf 49,8 \pm 13,6 μm bis 73,7 \pm 26,6 μm sinkt. In einer Studie von Fukazawa, Odaira & Kondo; (2017) wurde die Genauigkeit von Intraoralscannern im Vergleich zur Genauigkeit von Laborscannern untersucht, um die

Fehlerquote der Intraoralscanner zu ermitteln. Im Vergleich zu einigen anderen benutzten Geräten, weist der TRIOS eine signifikant niedrigere Richtigkeit in Bezug auf das Referenzmodell auf. Das Ergebnis zeigt, dass eine optische Abdruckmethode mit einem Intraoralscanner für die Implantattherapie bei fehlenden Mehrfachzähnen angewendet werden kann, der Fehler jedoch bei einem längeren Zahnbogen zunimmt.

2.4.6 Kieferorthopädie

In der Kieferorthopädie müssen Intraoralscanner große Bereiche des Zahnbogens präzise erfassen. Aragón et al., (2016) führten eine systematische Überprüfung durch und stellten fest, dass digitale Modelle durch Intraoralscans eine hohe Validität und Zuverlässigkeit im Vergleich zu konventionellen Gipsmodellen aufweisen. Die mittleren Unterschiede bei Zahnbogenmessungen liegen zwischen 0,04 mm und 0,4 mm, was klinisch akzeptabel ist. Camardella, Breuning & Vilella, (2017) verglichen die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von Messungen an Gipsmodellen und digitalen Modellen und fanden keine klinisch relevanten Unterschiede bei den meisten orthodontischen Parametern. Die mittlere Abweichung bei Zahnbogenmessungen lag unter 0,3 mm. Selvaraj et al., (2023) untersuchten speziell die Genauigkeit von Intraoralscannern bei der Reproduktion kieferorthopädischer Brackets und stellten fest, dass die mittlere Abweichung bei $56,7 \pm 14,3 \mu\text{m}$ lag, was für die meisten kieferorthopädischen Anwendungen akzeptabel ist.

2.4.7 Intraorales Weichgewebe

Dentales Weichgewebe umfasst alle nicht mineralisierten Gewebe im Mundraum. Hierzu zählt die Gingiva mit ihren Unterstrukturen: die freie Gingiva, die als mobile Manschette den Zahnhals umgibt, die befestigte Gingiva, die in die Alveolarmukosa übergeht und mit fest mit dem Knochen verwachsen ist, sowie die Interdentalspapille, die den Zwischenraum benachbarter Zähne ausfüllt. Ebenfalls zum Weichgewebe gehört das periimplantäre Gewebe bei Zahnimplantaten, das aus Bindegewebe und Schleimhaut besteht. Alle diese Strukturen bilden gemeinsam eine physiologische Schutzbarriere, die das darunterliegende Gewebe vor bakteriellen Einflüssen und mechanischen Reizen schützt.

Die Gingiva ist Teil der mastikatorischen Mukosa und lässt sich makroskopisch in die freie (marginale), die befestigte und die interdentale Gingiva aufteilen. Der mukogingivale Übergang markiert die Grenze zwischen der nicht befestigten (non-attached) und der befestigten (attached) Gingiva, die nahtlos in die fest mit ihr verwachsene Alveolarmukosa übergeht (Lang & Lindhe, 2015).

Die freie marginale Gingiva, auch als Mukosa oder Gingivalsaum bezeichnet, beginnt an der Margo gingivae (Zahnfleischrand). Sie ist para- oder orthokeratinisiert und misst etwa 0,8 bis 2,5 mm (Hellwig et al., 2013). In einer älteren Untersuchung fanden Ainamo & Löe, (1966) vergleichbare Messwerte von 0,8 bis 2,1 mm. Die befestigte Gingiva besteht aus verhorntem

Plattenepithel, ist angereichert mit Keratinozyten und reicht bis zum mukogingivalen Übergang, der auch als Linea girlandiformis bezeichnet wird (Orban, 1948). Die mukogingivale Grenze (mukogingivaler Übergang, MG) stellt eine gedachte Linie dar, an der die Gingiva in die Alveolarmukosa übergeht. Ihre Breite wird in der Literatur mit 1 bis 9 mm (Bowers, 1963) bzw. 0 bis 7 mm (Ainamo & Loe, 1966) angegeben. Die Grenze zwischen freier und befestigter Gingiva liegt auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze und ist bei etwa einem Drittel der Erwachsenen meist vestibulär als gingivale Furche sichtbar.

Zur Gingiva zählen auch der gingivale Sulcus (Sulcus gingivalis), eine flache Furche zwischen Zahn und marginaler Gingiva und den Interdentalpapillen (interdentale Gingiva), die pyramidenförmig in den Interdenträumen ragen. Sie besitzen einen oralen und einen vestibulären Papillenzipfel, zwischen denen sich eine sattelförmige Einsenkung befindet, die als Col (Sattel) bezeichnet wird und nicht keratinisiert ist. Die Breite der Interdentalpapillen hängt von der Breite der Zähne ab.

Unterhalb des mukogingivalen Übergangs liegt die Alveolarmukosa. Sie endet in beiden Kiefern vestibulär an der Umschlagfalte, im Oberkiefer oral am Übergang zum Palatum molle und im Unterkiefer am Übergang zum Mundboden. Die Alveolarmukosa ist unverhornt (nicht keratinisiert) und über das Periost mit dem Knochen verwachsen.

Histologisch zeigt die befestigte Gingiva ein schwach verhorntes, mehrschichtiges Plattenepithel ohne darunterliegende Bindegewebsschicht. Das Gingivaepithel unterteilt sich von unten nach oben in vier Schichten: Stratum basale, Stratum spinosum, Stratum granulosum und Stratum corneum. Das Epithel der freien Gingiva gliedert sich in das zur Mundhöhle gerichtete orale Epithel, das zum Zahn gerichtete, aber ohne Zahnkontakt verlaufende orale Sulkusepithel und das Saumepithel, das über Hemidesmosomen den Kontakt zwischen Gingiva und Wurzelzement herstellt (Lang & Lindhe, 2015).

2.4.8 Genauigkeit bei der Erfassung von Gingivastrukturen

Lee et al., (2020) verglichen in einer klinischen Studie digitale Scanmethoden mit konventionellen Parodontalsonden zur Messung der keratinisierten Gewebsbreite und stellten fest, dass digitale Methoden eine signifikant höhere Genauigkeit aufweisen ($p < 0,01$). Kuralt et al., (2022) führten eine Gingivaform-Analyse mittels Oberflächenkrümmungsschätzung von intraoralen Scans durch und fanden heraus, dass moderne Intraoralscanner die komplexen Oberflächengeometrien gingivaler Strukturen mit hoher Genauigkeit erfassen können. Damit bieten Intraoralscanner neue Möglichkeiten zur objektiven Charakterisierung des Gingivabiotyps. Die mittlere Abweichung bei der Erfassung gingivaler Konturen liegt bei $68,5 \pm 15,7 \mu\text{m}$. Diese Methode kann sowohl die freie als auch die befestigte Gingiva präzise erfassen und quantifizieren, was für die parodontale Diagnostik und ästhetische Zahnmedizin von großem Wert ist. Wei et al., (2020) erfassten mit verschiedenen Intraoralscanner die

Gingivakontur im vorderen Oberkiefer mit einer klinisch zufrieden stellenden Genauigkeit in der ästhetischen Zone und sprechen eine Empfehlung für die Nutzung aus. Karaduman, Sarp & Yilmaz, (2023) untersuchten die Kompatibilität digitaler und analoger Methoden bei der Beurteilung gingivaler Zenite und stellten eine hohe Übereinstimmung zwischen beiden Methoden fest mit Korrelationskoeffizienten von $r > 0,85$. Sie empfehlen jedoch, bei der Vermessung von Weichgeweben zusätzliche klinische Parameter zu berücksichtigen.

Die Unterscheidung zwischen freier und fester Gingiva stellt sowohl für digitale als auch für analoge Abformmethoden eine Herausforderung dar. Camcı & Salmanpour, (2020) berichten, dass bei der Erfassung der Gingiva die Genauigkeit bei optimaler Speichelisolation um bis zu 35% höher ist. Dies ist besonders relevant für die Erfassung der beweglichen Schleimhaut im Vergleich zur festen Gingiva. Baghele & Bezalwar, (2022) betonten die klinische Bedeutung des mukogingivalen Übergangs, indem dessen Identifizierung klinisch bedeutsam für die Beurteilung der Breite der befestigten Gingiva und für mucogingival-chirurgische Eingriffe ist. Dadurch könnte die digitale Erfassung in Zukunft konventionelle klinische Methoden ergänzen, um diese anatomischen Strukturen objektiver zu dokumentieren. Die Entwicklung moderner Intraoralscanner hat neue Möglichkeiten für die Analyse von Gingivarezessionen und -veränderungen eröffnet. Gkantidis et al., (2024) beschreiben, dass 3D-Bildgebungstechnologien die Analyse von Gingivarezessionen revolutionieren. Im Vergleich zu herkömmlichen Messungen ermöglichen sie eine präzisere Erfassung und Quantifizierung, was zu einer verbesserten Diagnose und Behandlungsplanung führt. Diese digitalen Methoden bieten zudem den Vorteil, Veränderungen im Zeitverlauf objektiv verfolgen zu können. In einer Studie von Nalbantoğlu et al., (2023) wurde die Beziehung und zwischen der Gingivadicke und der Breite der keratinisierten Gingiva, der Papillenhöhe und dem Kronenverhältnis durch transgingivale Sondierung und einen Intraoralscanner untersucht. Es wurde eine mäßig negative Korrelation zwischen Gingivadicke und Breite der keratinisierten Gingiva sowie zwischen Papillenhöhe und Breite der keratinisierten Gingiva in den zentralen Zähnen gefunden. Im Gegensatz dazu bestand eine schwache negative Korrelation zwischen Kronenverhältnis und Breite der keratinisierten Gingiva. Die Papillenhöhe (2,99 mm) war bei den Seitenzähnen niedriger als bei den Eckzähnen. Das traditionelle Paradigma, das eine positive Korrelation zwischen Breite der keratinisierten Gingiva und Gingivadicke nahelegt, wurde durch die Messung der Breite der keratinsierten Gingiva mit einem Intraoralscanner neu bewertet.

2.4.9 Mukosa und periimplantäre Strukturen

Rasaie, Abduo & Hashemi, (2021) führten eine systematische Überprüfung zur Genauigkeit von Intraoralscannern bei der Erfassung prothesentragender Schleimhautbereiche durch und stellten fest, dass digitale Methoden eine klinisch akzeptable Genauigkeit aufweisen, insbesondere für begrenzte Bereiche. Die mittlere Abweichung bei der Erfassung von

Schleimhautbereichen beträgt zwischen 0,10 mm und 0,21 mm. Monje & Salvi, (2024) untersuchten diagnostische Methoden zur Überwachung periimplantärer Zustände und fanden heraus, dass digitale 3D-Analysen mittels Intraoralscanner eine präzise Erfassung von Weichgewebeparametern und wie Gingivadiecke und -volumen ermöglichen mit einer Genauigkeit von 0,1-0,2 mm. Dies ist besonders relevant für die Langzeitüberwachung von Gingivaveränderungen und periimplantäre Gesundheit. Sadiq et al., (2023) evaluierten den Gingivabiotyp und die Rezession nach nicht-chirurgischer Parodontalbehandlung mittels 3D-Scan-Methoden und stellten fest, dass digitale Methoden eine präzisere Beurteilung von Gingivarezessionen ermöglichen als konventionelle klinische Messungen. Die mittlere Abweichung bei der Erfassung von Rezessionen betrug $0,14 \pm 0,09$ mm. Akl et al., (2023) stellen fest, dass die Anwesenheit von Interdentalpapillen die Richtigkeit und Präzision der digitalen Abformung beeinflusst. Die Studie zeigte, dass die Genauigkeit der Scanergebnisse im Bereich der Interdentalpapillen geringer sein kann als bei flacheren Strukturen, wobei die Wahl des Scanners und der Scanstrategie entscheidend für die Erfassungsqualität ist. Karaduman, Sarp & Yilmaz, (2023) untersuchten die Kompatibilität digitaler und analoger Methoden bei der Beurteilung des Gingivazeniths. Digitale Methoden zeigten eine hohe Kompatibilität mit konventionellen Messungen. Der durchschnittliche Unterschied lag unter 0,1 mm, was darauf hindeutet, dass Intraoralscanner zuverlässige Werkzeuge für die Analyse der Gingivästhetik sein können, einschließlich der Beurteilung der Interdentalpapillen. Kombinierte Hart- und Weichgewebeerfassung. Akl et al., (2023) untersuchten den Einfluss von Interdentalräumen und des Gaumens auf die Genauigkeit von Oberkieferscans und stellten fest, dass die Präzision der Weichgewebeerfassung im Gaumenbereich geringer war als bei Hartgeweben, mit mittleren Abweichungen von $112,7 \pm 32,4$ μm im Vergleich zu $48,3 \pm 12,6$ μm für Zahnstrukturen. Störfaktoren, die die marginale Qualität eines Intraoralscans beeinflussen, betreffen besonders die Übergangszone zwischen Zahn und Gingiva. Diese Bereiche sind für die prothetische Planung besonders wichtig und erfordern besondere Aufmerksamkeit während des Scanvorgangs (Keeling, Wu & Ferrari, 2017). Gkantidis et al., (2024) untersuchten Methoden zur 3D-Bewertung und Quantifizierung von Gingivarezessionen und stellten fest, dass digitale 3D-Analysemethoden eine genauere und objektivere Beurteilung ermöglichen als konventionelle klinische Messungen. Die durchschnittliche Genauigkeit bei der Erfassung von Gingivarezessionen lag bei $0,13 \pm 0,07$ mm.

2.4.10 Erfassung von Weichgewebe im Zusammenhang mit Lugolscher Lösung

Lugolsche Lösung ist eine 5%ige Jod-Kaliumiodid-Lösung, die vor allem glykogenreiches Gewebe anfärbt. In der klinischen oralen Diagnostik wird sie genutzt, um die Grenze zwischen stark keratinisierter Alveolarmukosa und weniger stark keratinisierter Gingiva klinisch sichtbarer zu machen. Die Mukosa enthält viel Glykogen, nimmt den Farbstoff auf („iod-

positive“) und es kommt zu einer Braunfärbung, während die befestigte Gingiva kaum Glykogen aufweist und annähernd farblos bleibt (Nalbantoğlu & Yanık, 2023). Dadurch kann sich der mukogingivale Übergang deutlicher abheben. Jennes et al., (2021) zeigen ebenfalls, dass eine 5%ige Lugolsche Lösung nur die Mukosa anfärbt und den Übergang zur keratinisierten Gingiva deutlich sichtbar macht.

In weiteren Studien wurde Lugolsche Lösung eingesetzt, um intraorale 3D-Scans zu erleichtern (Nguyen-Hieu et al., 2012; Baghele et al., 2022); Lim et al., (2021) setzten beispielsweise eine 2,5%ige Lugolsche Lösung zum Anfärben des Gingivabereichs ein und führten anschließend einen Ganzkiefer-Scan mit einem Intraoralscanner durch. Vor dem Scan wurde die Gingiva trockengelegt und die Lösung aufgetragen, so dass der mukogingivale Übergang klar abgegrenzt war. Auf den so erzeugten Scans konnten die Höhe und Fläche der keratinisierten Gingiva exakt bestimmt werden. Auch Nalbantoğlu & Yanık, (2023) beschrieben einen solchen Ablauf: Sie trugen 5%ige Lugolsche Lösung mit einem Tupfer auf die obere Gingiva bis zu den Prämolaren auf und bürsteten leicht, bis eine deutliche Farblinie entstand. Danach erfolgte der Scan mit einem CEREC Omnicam-Intraoralscanner. Dabei wurde sichergestellt, dass alle Scans die tiefste Vorhofregion und den markierten Mukogingivalrand abdeckten. In beiden Untersuchungen führte die chemische Markierung vor dem Scan dazu, dass der Übergang zwischen Alveolarmukosa und keratinisierter Gingiva in den digitalen Abdrücken sichtbar war.

2.5 Betrachtung von einflussnehmenden Umgebungsfaktoren

2.5.1 Umgebungsbedingungen und Oberflächeneigenschaften

Die Qualität intraoraler Scans scheint in der klinischen Praxis maßgeblich von Temperatur, Lichtverhältnisse, Feuchtigkeit, Speichel sowie den Oberflächeneigenschaften und den restaurativen Materialien der gescannten Strukturen abzuhängen. Diese Einflussgrößen sollten unbedingt berücksichtigt werden, um präzise digitale Abformungen zu erzielen.

2.5.2 Temperaturänderungen

Revilla-León et al., (2023) untersuchten den Einfluss von Umgebungstemperaturänderungen und stellten fest, dass Temperaturschwankungen die Scangenaugigkeit signifikant beeinflussen können. Die mittlere Abweichung erhöhte sich um 14,8% bei Temperaturänderungen von $\pm 5^{\circ}\text{K}$.

2.5.3 Beleuchtung

Ochoa-López et al., (2022) analysierten den Einfluss von Umgebungslichtbedingungen und fanden heraus, dass die Lichtintensität die Scangenaugigkeit beeinflussen kann, wobei die mittlere Abweichung bei schlechten Lichtbedingungen um bis zu 22,3% im Vergleich zu optimalen Beleuchtungsverhältnissen zunahm. In einer Literaturrecherche von Kihara et al.,

(2020) wurde ebenfalls festgestellt, dass die Beleuchtungsstärke und die Farbtemperatur die Richtigkeit und Präzision von Intraoralscannern beeinflussen.

2.5.4 Feuchtigkeit und Speichel

Chen et al., (2022) untersuchten in einer In-vitro-Studie den Einfluss von Flüssigkeit auf der Zahnoberfläche und stellten fest, dass Feuchtigkeit die Scangenaugigkeit signifikant beeinträchtigen kann. Die mittlere Abweichung erhöhte sich von $35,7 \pm 8,2 \mu\text{m}$ bei trockenen Oberflächen auf $89,4 \pm 21,3 \mu\text{m}$ bei feuchten Oberflächen. Agustín-Panadero et al., (2023) untersuchten den Einfluss der Oberflächennässe auf die Genauigkeit intraoraler Scans und berichteten, dass Feuchtigkeit die Scangenaugigkeit um 23-56% reduzieren kann, abhängig vom verwendeten Scansystem. Agustín-Panadero et al., (2023) betonen den Einfluss der Oberflächeneigenschaften. Besonders bei Weichgewebe, wie der freien Gingiva, kann übermäßige Feuchtigkeit zu Ungenauigkeiten führen. Eine angemessene Trocknung verbessert die Genauigkeit, ohne die Gewebestruktur zu verändern. Song & Kim, (2020) untersuchten die Genauigkeit gescannter Bilder von Vollbogenmodellen bei Vorhandensein von künstlichem Speichel und stellten fest, dass Speichel die Genauigkeit um durchschnittlich 38,2% reduzierte.

2.5.5 Oberflächeneigenschaften und Restaurationsmaterialien

Keeling, Wu & Ferrari, (2017) untersuchten Störfaktoren, die die Randqualität eines intraoralen Scans beeinflussen, und fanden heraus, dass Oberflächenreflexionen und -transparenz die Scangenaugigkeit signifikant beeinträchtigen können. Die mittlere Abweichung erhöhte sich bei hochglänzenden Oberflächen um bis zu 42,7%. Agustín-Panadero et al., (2023) stellten fest, dass die Art der restaurativen Materialien die Scangenaugigkeit beeinflusst, wobei metallische Oberflächen die größten Herausforderungen darstellen mit mittleren Abweichungen von $87,3 \pm 23,6 \mu\text{m}$ im Vergleich zu $41,8 \pm 9,4 \mu\text{m}$ bei keramischen Materialien.

2.5.6 Gesamtbetrachtung abhängige Umgebungsfaktoren und Genauigkeit

Die Genauigkeit der Abformungen spielt eine entscheidende Rolle in der zahnärztlichen Praxis. Digitale Abformungen mit Intraoralscannern zeigen in verschiedenen Studien vergleichbare oder sogar überlegene Ergebnisse gegenüber konventionellen Methoden, besonders bei Einzelzahnrestorationen und kürzeren Brücken. (Ahlholm et al., 2018) stellen fest, dass digitale Abformungen klinisch akzeptable Ergebnisse für Einzelkronen und kurze Brücken liefern, während für vollständige Zahnbögen konventionelle Abformungen tendenziell noch überlegen sein können. Dennoch bleiben konventionelle Techniken in bestimmten Bereichen, aufgrund ihrer Fähigkeit physische Gewebekontakte exakt zu erfassen, derzeit noch überlegen (Ender et al., 2016; Ahlholm et al., 2018). Die digitale Erfassung von Weichgewebe stellt besondere Anforderungen an die Scantechnologie. Alkadi, (2023) beschreibt in seiner umfassenden Übersicht, dass die Erfassung von Weichgewebe mit

Intraoralscannern eine Herausforderung bleibt, aufgrund der inhärenten Mobilität und Transparenz dieses Gewebes. Die Technologie hat sich jedoch verbessert, und aktuelle Scanner können mit entsprechenden Protokollen akzeptable Ergebnisse erzielen. Die Richtigkeit und Präzision der Weichgewebeerfassung wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst, darunter Umgebungslicht und Feuchtigkeit. Umgebungsbedingungen wie Temperatur, Beleuchtung und Feuchtigkeit sowie die Oberflächeneigenschaften der gescannten Objekte können die Genauigkeit digitaler Abformungen erheblich beeinflussen und sollten daher bei der Anwendung von Intraoralscannern berücksichtigt werden. Die fortlaufende Weiterentwicklung der digitalen Technologie und der zugehörigen Software verspricht jedoch eine stetige Verbesserung der Richtigkeit und Präzision in allen Anwendungsbereichen der digitalen Zahnmedizin.

2.6 Betrachtung von anwenderbezogenen Faktoren

2.6.1 Einfluss der Erfahrung des Behandlers und Scanstrategie

Neben den technischen Spezifikationen der Scannersysteme scheint vor allem die klinische Erfahrung des Behandlers maßgeblich die Qualität digitaler Abformungen zu beeinflussen. Die Bedienererfahrung scheint ebenfalls wesentlichen Einfluss auf die Genauigkeit der Datenerfassung, die Effizienz des Workflows und die spezifische Scanstrategie zu haben.

2.6.2 Genauigkeitssteigerung durch Erfahrung

Resende et al., (2021) untersuchten den Zusammenhang zwischen der Erfahrung des Bedieners, dem verwendeten Scannertyp und der Größe des zu scannenden Areal. Ihre Ergebnisse zeigten einen deutlichen Vorteil für erfahrene Anwender. Im Vergleich zu Anfängern erzielten sie signifikant präzisere Ergebnisse, was einer durchschnittlichen Verbesserung der Genauigkeit um 31,6 % bei den geübten Bedienern entsprach. Ender et al., (2015) verglich in einer In-vivo-Studie die Genauigkeit digitaler und konventioneller Abdruckmethoden. Ein wesentliches Ergebnis dieser Arbeit war die Feststellung, dass erfahrene Behandler, insbesondere bei der Bewältigung komplexer klinischer Situationen, wie beispielsweise der Erfassung von vollständigen Zahnbögen, präzisere Resultate lieferten als weniger erfahrenen Behandler. Eine nachfolgende In-vitro-Studie derselben Arbeitsgruppe bestätigte diese Beobachtung und wies nach, dass die Genauigkeit der digitalen Abformungen mit zunehmender Routine des Anwenders signifikant ansteigt (Ender et al., 2019). Joda & Brägger, (2015) sowie Camcı & Salmanpour ,(2020) ergänzten die Diskussion um den Einfluss der Bedienererfahrung, indem sie betonten, dass erfahrene Anwender besser in der Lage sind, variable klinische Bedingungen, wie beispielsweise das Vorhandensein von Speichelkontamination oder suboptimale Lichtverhältnisse im Mundraum, zu kompensieren und dennoch qualitativ hochwertige Scans zu erstellen. Dies unterstreicht die Wichtigkeit strukturierter Schulungsprotokolle, die den Umgang mit solchen Herausforderungen

vermitteln. Die In-vitro-Untersuchung von Ender et al., (2019) konzentrierte sich auf den Einfluss der Bedienererfahrung bei der Genauigkeit von vollständigen und partiellen Bogenabdrücken. Ein zentrales Ergebnis war, dass unerfahrene Anwender häufiger kritische anatomische Bereiche unvollständig erfassten und eine größere Anzahl von Artefakten in den digitalen Modellen generierten. Dies verdeutlicht die Bedeutung der technischen Fertigkeiten, die mit zunehmender Erfahrung erworben werden.

2.6.3 Reduktion des Zeitaufwands mit zunehmender Erfahrung

Novac et al., (2023) verglichen in ihrer Studie den zeitlichen Aufwand, der für konventionelle und digitale Abdruckverfahren erforderlich ist. Sie konnten zeigen, dass die anfängliche Zeitinvestition bei digitalen Verfahren tendenziell höher sein kann. Jedoch stellten sie fest, dass sich dieser Zeitaufwand mit zunehmender Erfahrung des Anwenders deutlich reduziert, was die Effizienzsteigerung durch Routine verdeutlicht.

2.6.4 Einfluss von Bedienererfahrung auf die Implantatprothetik

Im Bereich der prothetischen Versorgung von Implantaten untersuchten Imburgia et al., (2017) den Einfluss der Bedienererfahrung. Ihre Ergebnisse zeigten, dass erfahrene Behandler die komplexen Herausforderungen bei der Versorgung mit multiplen Implantaten besser meistern können. Sie waren in der Lage, kritische anatomische Bereiche wie die marginale Gingiva und die interdentalen Räume zuverlässiger zu erfassen. Diese Fähigkeit ist von entscheidender Bedeutung für eine zuverlässige Passgenauigkeit der auf den Implantaten gefertigten Suprakonstruktionen.

2.6.5 Umfassendere Datenerfassung durch Routine

Ferrini et al., (2025) dokumentierten in ihrer In-vivo-Studie, die unter Verwendung des CEREC-Systems durchgeführt wurde, die Lernkurve im Umgang mit Intraoralscannern. Sowohl Zahnmedizinische Studierende als auch erfahrene Zahnärzte konnten über vier Versuchsreihen hinweg ihre Scandauer und das Verhältnis der erfassten Oberfläche zur benötigten Zeit signifikant verbessern. Ein wichtiger Befund war jedoch, dass erfahrene Anwender durchgehend größere Oberflächen erfassten. Dies deutet darauf hin, dass die klinische Erfahrung nicht nur die Effizienz steigert, sondern auch zu umfassenderen digitalen Datensätzen führt.

2.6.6 Lernkurve und Basisgenauigkeit

Thomas & Jain, (2023) führten eine prospektive Studie unter Verwendung der Scanner TRIOS 3 und i500 durch, um den Einfluss der Bedienererfahrung zu untersuchen. Ihre Ergebnisse zeigen, dass unerfahrene Bediener signifikant mehr Zeit für die Durchführung von Scans benötigen. Interessanterweise stellten sie fest, dass die Genauigkeit der Scans nach etwa 50 bis 100 durchgeführten Scans für alle Nutzer vergleichbar war, unabhängig von ihrer anfänglichen Erfahrung. Dies legt die Interpretation nahe, dass moderne IOS-Technologien

einen grundlegenden Rahmen für die erreichbare Richtigkeit und Präzision setzen, während die Übung primär die Effizienz des Scanprozesses verbessert und nicht unbedingt die inhärente Präzision des Scans steigert. Lim et al., (2018) führten eine Wiederholungsstudie durch, in der sie die Auswirkungen kontinuierlicher Übung auf die Reproduzierbarkeit und die Detailgenauigkeit intraoraler Scans untersuchten. Ihre Ergebnisse dokumentieren eine deutliche Verbesserung dieser Parameter durch die fortgesetzte Anwendung der Scanner. Dies unterstreicht die fundamentale Bedeutung der regelmäßigen Nutzung intraoraler Scanner für die Optimierung der erzielten Ergebnisse. Zarauz et al., (2023) stellten ebenfalls dar, dass die Genauigkeit der Scans durch Schulungen von unerfahrenem Personal gesteigert werden können.

2.6.7 Systematische Scanstrategien zur Reduktion von Fehlern und Zeit

Gómez-Polo et al., (2023) analysierten in ihrer Studie den Einfluss verschiedener Scanmuster auf die Qualität und Effizienz intraoraler Scans. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Anwendung kontinuierlicher und systematischer Scanstrategien die Fehlerrate signifikant reduzieren und gleichzeitig die für den Scanvorgang benötigte Zeit verkürzen kann. Interessanterweise zeigte ihre Analyse auch, dass eine segmentierte Vorgehensweise zu präziseren Ergebnissen führen kann. Button et al., (2024) führten einen Vergleich von vier aktuellen Intraoralscannern durch und wiesen nach, dass erfahrene Bediener in der Lage sind, die gerätespezifischen Empfehlungen bezüglich Scanabstand und -winkel optimal zu nutzen, um die Entstehung von Artefakten während des Scanvorgangs zu minimieren. Basierend auf ihren Ergebnissen empfehlen sie die Implementierung von spezifischen Trainingsprogrammen für die jeweiligen Geräte, um die individuellen Vorteile der unterschiedlichen Scannertechnologien vollständig auszuschöpfen.

2.6.8 Scan-Hilfsmittel

Kernen et al., (2023) untersuchten die Genauigkeit intraoraler Scans von mehreren Implantaten in zahnlosen Kiefern, wobei sie den Einsatz von Scanhilfen berücksichtigten. Obwohl sich ihre Studie nicht primär auf die allgemeine Lernkurve konzentrierte, hoben sie hervor, dass das erfolgreiche Scannen der einzelnen Implantat-Scanbodies mit der Verwendung von Scanhilfen deutlich besser gelang. Dies impliziert, dass die Erfahrung im Umgang mit solchen spezifischen Hilfsmitteln die Vollständigkeit und Genauigkeit der digitalen Abformung in komplexen implantologischen Fällen maßgeblich beeinflusst.

2.6.9 Einfluss von Scanstrategien auf die Ergebnisqualität

Mangano et al., (2017) lieferten in ihrem umfassenden Literaturüberblick historische und theoretische Grundlagen verschiedener Scanstrategien. Sie betonten, dass die geometrischen Eigenschaften des zu scannenden Objekts, die spezifischen Eigenschaften des verwendeten Scanners und die jeweilige klinische Situation entscheidende Faktoren bei der Wahl des

optimalen Scanpfads darstellen. Müller et al., (2016) untersuchten verschiedene Scanstrategien und fanden heraus, dass eine zickzackförmige Bewegung des Scanners von bukkal nach palatinal/lingual zu genaueren Ergebnissen führte als eine kontinuierliche Bewegung entlang des Zahnbogens. Gegensätzlich dazu beschrieben Cordaro et al., (2023), dass die Genauigkeit digitaler Abdrücke nicht durch unterschiedliche Strategien, Geräte oder Bediener beeinflusst wird, jedoch die Scanzeit, sowohl von Strategien als auch von Geräten beeinflusst wird.

2.6.10 Reduktion von Abweichungen durch systematische Scanmuster

Ortensi et al., (2024) führten eine In-vitro-Studie durch, in der sie verschiedene Scanpfade untersuchten. Ihre Ergebnisse zeigten, dass die Anwendung systematischer Scanmuster die mittlere Abweichung der digitalen Modelle im Vergleich zu unstrukturierten Vorgehensweisen um beachtliche 27,4 % reduzieren konnte. Dies unterstreicht die Bedeutung einer methodischen Herangehensweise beim Scannen. Die Forschungsergebnisse von Gómez-Polo et al., (2023) und Guo et al., (2024) bestätigten die positiven Auswirkungen optimierter Scanmuster. Sie zeigten, dass geplante Scanstrategien nicht nur die Genauigkeit der digitalen Abformungen verbessern (Reduktion der mittleren Abweichung um 18,3 %), sondern auch die Effizienz des Scanprozesses signifikant steigern können. Pozzi et al., (2023) empfehlen für die präzise Erfassung vollständiger Implantatversorgungen die Anwendung von angepassten Scanprotokollen, die auf dem jeweils verwendeten Implantatsystem und der Position der einzelnen Implantate basieren. Ziel dieser spezifischen Protokolle ist es, die Passgenauigkeit der finalen Restauration zu maximieren. Schmidt et al., (2020) zeigen, dass die von ihnen entwickelte „Zick-Zack-Technik“ Artefakte in Interdentalräumen um 40 % gegenüber konventionellen Scanmethoden reduziert. Vollbogenscans erfassen Sondierungstiefen von über 4 mm mit einer 89%igen Übereinstimmung zur manuellen Messung.

2.6.11 Einfluss von Patientenpositionierung und Umgebungsfaktoren

Wu et al., (2021) betonten in ihrer Studie den entscheidenden Einfluss der korrekten Patientenpositionierung und der optimalen Scannerführung auf die Qualität digitaler Abformungen. Sindhu et al., (2023) dokumentierten den, bereits in einem vorherigen Zusammenhang angesprochenen Einfluss, von Faktoren wie Feuchtigkeit im Mundraum und dem Grad der Mundöffnung auf die Scanqualität und forderten die Entwicklung und Anwendung adaptiver Scanstrategien, die sich flexibel an die jeweiligen Bedingungen der oralen Umgebung anpassen können.

2.6.12 Gesamtbetrachtung des Einflusses von klinischer Erfahrung

Aktuelle Studien betonen die vielschichtige Bedeutung klinischer Erfahrung für die Qualität intraoraler Scans. Erfahrene Anwender führen Scans nicht nur schneller durch, sondern erfassen auch umfassendere, klinisch relevante Daten (Ferrini et al., 2025). Während moderne

IOS-Systeme eine Grundgenauigkeit bieten, steigert vor allem die Übung die Effizienz des Scanprozesses (Thomas & Jain, 2023). Technische Versiertheit spielt dabei eine zentrale Rolle: Die Anwendung systematischer, gerätespezifischer Scanstrategien reduziert Artefakte und verkürzt die Scanzeit. (Gómez-Polo et al., 2023; Button et al., 2024). Auch die Wahl geeigneter Scanprotokolle, wie Sweep-Technik, segmentales oder Patch-Scannen, beeinflusst die Ergebnisqualität maßgeblich. Sie hängt ab vom verwendeten Scanner, der klinischen Situation und der Erfahrung des Anwenders (Ortensi et al., 2024; Prott et al., 2021). Um die individuelle Lernkurve zu verkürzen und reproduzierbar hochwertige Ergebnisse zu erzielen, sind strukturierte, kontinuierliche Schulungen zu Gerätetechnik, Scanstrategien und klinischer Anwendung essenziell (Joda & Brägger, 2015; Camcı & Salmanpour, 2020).

Insgesamt zeigt sich, dass die Kombination aus klinischer Routine, technischer Expertise und gezielter Strategieanwendung die Grundlage für präzise und effiziente intraorale Scans bildet. Die erfolgreiche Integration digitaler Workflows in der Zahnmedizin wird maßgeblich durch diese Faktoren bestimmt.

2.7 Intraoralscans als diagnostisches Hilfsmittel

2.7.1 Einsatz von Intraoralscannern zur Erkennung oraler Pathologien

Die kontinuierliche Weiterentwicklung von Intraoralscannern hat zu einer Erweiterung ihres Anwendungsspektrums geführt. Von ihrem ursprünglichen Einsatzgebiet der digitalen Abformung, haben sich die Geräte zu vielseitigen diagnostischen Werkzeugen in der Zahnmedizin entwickelt. Durch die Integration verschiedener Sensortechnologien und spezialisierter Analysesoftware können diese Geräte heute zur Erkennung und Überwachung unterschiedlichster oraler Pathologien beitragen. Angelone et al., (2023) heben in ihrer Untersuchung hervor, dass Intraoralscanner zunehmend als „digitale Sonde“ für verschiedene Erkrankungen der Mundhöhle eingesetzt werden.

2.7.2 Kariesdiagnostik mittels Nahinfrarot-Technologie (NIR)

Ein aktueller Untersuchungsschwerpunkt ist die Karieserkennung mit integrierter Nahinfrarot-Bildgebung (Near-Infrared Imaging, NIR). Beispielsweise verfügen Intraoralscanner wie der iTero Element 5D über einen NIRI-Modus, der Zahnflächen durchleuchtet und Kariesherde sichtbar macht. In vitro- und In-vivo-Studien zeigen, dass NIR-gestützte Bilder eine hohe Spezifität und moderate Sensitivität bei der Detektion initialer Approximalkaries haben. So fanden Hoxie et al., (2024), dass ein iTero-Scan (5D) allein eine Spezifität von etwa 83–96 % erreicht, bei gleichzeitiger Sensitivität um 42–63 % im Vergleich zu einem mikro-CT-Referenzstandard. Größere Läsionen in Dentin wurden dabei zuverlässiger erkannt als sehr frühe Schmelzkaries. Kanar, Tağtekin & Korkut; (2024) verglichen klinisch NIR-Scannerergebnisse mit Radiographie und visueller Inspektion und berichteten eine Genauigkeit von rund 85 % bei Molaren. Besonders bei der Approximaldiagnostik an

Backenzähnen stimmten NIR-Scans gut mit der Bissflügelröntgenaufnahme überein. Insgesamt lassen sich mithilfe von IOS-Systemen mit NIR-Funktion Kariesläsionen als hell-dunkle Kontraste darstellen. Angelone et al., (2023) bestätigen, dass moderne Scanner mit NIR-Bildern und transilluminationsbasierten Verfahren die Interproximaldiagnostik verbessern können. In der Praxis erlaubt die berührungslose, strahlungsfreie NIR-Diagnose eine interaktive Patientenberatung, hat aber noch geringere Sensitivität für oberflächliche Schmelzkaries als für tiefere Läsionen (Hoxie et al., 2024) Moderne IOS erreichen bei der Detektion okklusaler Karies eine Sensitivität von 82–89 % (Zhang et al. 2016). Bei approximalen Läsionen unter 0,5 mm Tiefe reduziert sich die Trefferquote jedoch auf etwa 67 %.

2.7.3 Hyperspektrale Bildgebung kombiniert mit Fluoreszenz

Ein neuer experimenteller Ansatz nutzt die Kombination aus Laser-induzierter Fluoreszenz und Hyperspektralbildgebung, um kariesbeschädigtes Gewebe zu detektieren. El-Sharkawy & Elbasuney, (2022) entwickelten ein System, das mit blauem Laserlicht (ca. 385 nm) die Fluoreszenz verschiedener Zahnmaterialien misst und gleichzeitig ein 2D-Hyperspektralbild (bei ~500 nm) erzeugt. Die spektrale Signatur von intaktem Schmelz, Dentin, Verfärbungen und kariösem Gewebe unterscheidet sich dabei deutlich. Durch Filtern und Segmentieren der Fluoreszenzbilder konnten die Autoren Kariesbereiche präzise abgrenzen und Kariesstadien, von oberflächlich bis tief, sehr genau trennen. Dieses Verfahren ist völlig nicht-invasiv und kommt ohne Röntgen aus. Die Studie zeigte, dass „eine log-Skala der Fluoreszenz bei 500 nm maximale Intensitätsunterschiede zwischen gesunden und kariösen Arealen liefert“ und eine sehr gute Bildverbesserung mittels nichtlinearer Filter die Kariesabgrenzung erlaubt. Die Untersuchung kam zu dem Schluss, dass die kombinierten Fluoreszenz-/Hyperspektraldaten eine präzise und genaue Abgrenzung unterschiedlicher Kariesstadien ermöglichen. Auch wenn dieses System noch nicht kommerziell verfügbar ist, belegt es, dass intraorale Hyperspektral-Scanner künftig in der Zahnmedizin einsetzbar sein könnten.

2.7.4 Quantitative Überwachung von Zahnerosionen

Intraoralscanner werden auch zur Dokumentation und Verlaufsbeurteilung von Zahnverschleiß eingesetzt. Ein Schwerpunkt ist die Erosionsdiagnostik. Machado et al., (2022) untersuchten in vitro, wie gut ein 3Shape-Scanner erosiven Gewebeverlust durch Zitrus säure erfassen kann. Dabei korrelierte die Expositionszeit mit allen gemessenen Parametern: Je länger die Säureeinwirkung, desto stärker nahmen Volumen-, Flächen- und Tiefenverlust zu (z. B. Korrelation $r \approx 0,996$ für Volumenverlust) Schon nach wenigen Tagen ließen sich signifikante Volumeneinbußen mittels 3D-Scan erkennen. Die Autoren folgern, dass der intraorale Scanner „als klinisches Werkzeug für die quantitative Überwachung früher und fortgeschrittener dentaler Erosionen geeignet ist. Auch García et al., (2022) untersuchten die Scanner-Diagnostik von Zahnverschleiß in vivo. Sie verglichen intraorale 3D-Modelle über Zeiträume

von sechs Monaten und einem Jahr mit der visuellen Begutachtung. Ergebnis: Die scannerbasierten Messergebnisse zeigten Sensitivitäts- und Spezifitätswerte, die die Verwendung des Intraoralscanners als diagnostisches Werkzeug zur Bewertung von Zahnverschleiß ermöglichen. Insgesamt ergibt sich, dass sich Abrasionen und Erosionen mit Hilfe periodischer 3D-Scans objektiv dokumentieren lassen. Durch digitale Überlagerung der Modelle können Millimeter-genaue Materialverluste gemessen werden, was für die Prävention von Erosionen (etwa durch Ernährungsumstellung oder Fluoridtherapie) wertvoll ist. (Machado et al., 2022)

2.7.5 Erkennung und Überwachung von Weichgewebepathologien

Die gingivale Plaque lässt sich planimetrisch erfassen. Jung et al., (2022) verglichen fluoreszierende Plaquebilder vom intraoralen Scanner mit konventionellen intraoralen Fotoaufnahmen. Die Scannerdaten zeigten eine sehr gute Übereinstimmung (Korrelationskoeffizient $r = 0,876$) mit den Referenzbildern. Veränderungen der Plaqueoberfläche durch Zähneputzen oder Nichtputzen wurden mit dem 3D-Scan korrekt erkannt. Die Autoren ziehen das Fazit, dass die planimetrische Auswertung von 3D-Scanbildern ein geeignetes Werkzeug ist, um den Plaquezustand im gesamten Gebiss zu dokumentieren und zu überwachen. Zur quantitativen Analyse der Gingivamorphologie nutzen Kuralt et al., (2022) Oberflächenkrümmungs-Schätzungen aus 3D-Scans und liefern so objektive Kennwerte zur Pathologie-Erkennung. Digitale Messungen der keratinisierten Gewebebreite erweisen sich als präziser als klassische Parodontalsondierungen (Lee et al., 2020), was insbesondere für die Behandlungsplanung parodontaler Erkrankungen relevant ist. Periimplantäre Zustände lassen sich mithilfe von IOS und Fluoreszenzsensorik frühzeitiger überwachen, indem pH-Wert-Veränderungen im Sulkusbereich detektiert werden (Tahmaseb et al., 2014). Auch Gingivarezessionen lassen sich in 3D vermessen und der Übergang zwischen freier und fester Gingiva objektiv kartieren (Gkantidis et al., 2024). Automatisierte Krümmungsanalysen ermöglichen Submillimeter genaue Dokumentationen rezessiver Veränderungen (Sadiq et al., 2023). Dritsas et al., (2023) entwickelten ein Verfahren, bei dem serielle 3D-Modelle überlagert werden, um den Abstand des gingivalen Kronenrandes zeitlich zu bestimmen. Sie simulierten unterschiedliche Rezessionsgrade und fanden, dass ihre Methode Extremwerte unter 0,01 mm abweicht. Das bedeutet, Gingivarezessionen können in der Größenordnung weniger Zehntelmmillimeter genau erkannt werden. Die Studie kommt zum Schluss, dass auf Grundlage von 3D-Scans selbst kleine Veränderungen der Gingivakante sehr exakt beurteilt und Rezessionen zuverlässig diagnostiziert werden können.

Traditionell beruht die Gingivitis-Diagnose auf Sichtbefund und Sondieren. Ansätze auf Basis digitaler Scans nutzen nun künstliche Intelligenz: Li et al., (2025) kombinierten 3D-Intraoralscans mit einem Deep-Learning-Netz (GC-U-Net), um entzündlich gerötete Gingivaoberflächen automatisch zu erkennen. In ihrer Studie zeigte das Modell hohe

Kennzahlen (z. B. Dice-Koeffizient 77,8 %) bei der Segmentierung von entzündungsverdächtigen Arealen. Die automatisch gefundenen Befunde korrelierten stark mit klinischen Indices (Sulcus-Bleeding-Index $r = 0,836$, $P < 0,001$). Dieses Verfahren demonstriert, dass Scannerbilder auch zur quantitativen Beurteilung von Mukositis oder Gingivitis genutzt werden können.

2.7.6 Gesamtbetrachtung Erkennung von Pathologien mittels IOS

Intraoralscanner entwickeln sich zunehmend zu multifunktionalen, Systemen, die nicht nur Karies, Erosion und Abrasion sichtbar machen und quantitativ überwachen, sondern bereits heute auch Weichgewebepathologien dokumentieren und langfristig verfolgen können. So erlauben intraorale 3D-Modelle beispielsweise die exakte Vermessung des Gingiva-Umschlags, die Detektion und Quantifizierung von Plaque sowie, mit fortschreitender Integration KI-gestützter Analyse, die objektive Klassifikation entzündlicher Veränderungen. 3D-Modelle sind somit in der Lage krankhafte Weichgewebeveränderungen zu quantifizieren. Während NIR-gestützte Verfahren und 3D-Superimpositionstechniken bereits klinisch verfügbar sind, könnten künftige hyperspektrale Fluoreszenzlösungen weitere, nicht-invasive Diagnostikmöglichkeiten eröffnen und die zahnärztliche Früherkennung noch weiter zu verbessern und kontinuierlich die Parodontaldiagnostik präziser und reproduzierbarer zu gestalten (Jung et al., 2022); Dritsas et al., 2023).

2.8 Zuverlässigkeit von intraoralen Scans (IOS)

2.8.1 Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit digitaler und analoger Verfahren

Intraorale Scanner gewinnen zunehmend an Bedeutung und ergänzen oder ersetzen klassische analoge Verfahren. Entscheidend dabei ist, ob digitale Technologien in Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit mit den etablierten Methoden vergleichbar sind.

2.8.2 Reliabilität bei Hartgewebe

Die Präzision intraoraler Scanner beruht wesentlich auf deren Auflösung (Resolution) und Abbildungsgenauigkeit (Accuracy). Medina-Sotomayor et al., (2018) stellen dazu fest, dass eine höhere Auflösung der Scans nicht zwangsläufig zu einer besseren Gesamtgenauigkeit führt. Insgesamt erreichten nämlich alle untersuchten Systeme klinisch akzeptable Werte bei Zahn- und Kieferhartgewebe. Dies legt nahe, dass neben technischen Spezifikationen auch Scanstrategie, Behandlererfahrung und Software-Algorithmen eine entscheidende Rolle spielen. Entsprechend dokumentierte Vitai et al., (2023) in ihrer systematischen Übersichtsarbeit, dass neuere Scanner-Generationen insbesondere bei Vollkieferaufnahmen Fortschritte in Richtigkeit und Präzision erzielen und somit feine anatomische Strukturen detailgenauer abbilden.

Im direkten Vergleich komplexer Oberflächen zeigten Michelinakis et al., (2020), dass zwar alle analysierten Systeme innerhalb klinisch akzeptabler Toleranzen arbeiten, jedoch bei scharfen Kanten und komplizierten Topografien signifikante Unterschiede in der Reproduzierbarkeit bestehen. Ergänzend belegen Alzahrani et al., (2021) und Zhang et al., (2016), dass digitale Modelle im Mittel Abweichungen von unter 100 µm aufweisen und damit eine verlässliche Alternative zu klassischen Gipsabdrücken darstellen.

Mehrere, bereits genannte Analysen, untermauern die Vergleichbarkeit digitaler und analoger Abformtechniken. So liefern digitale Verfahren für Einzelzahn- und Mehrfachrestorationen eine gleichwertige Zuverlässigkeit wie konventionelle Methoden (Ahlholm et al., 2018), während bei vollständigen Kieferabformungen analoge Techniken weiterhin geringfügig überlegen sind. Gleichwohl ergab die Untersuchung von Chochlidakis et al., (2016) bei der marginalen Passgenauigkeit keine signifikanten Unterschiede, und Ender, Zimmermann & Attin, (2016) berichteten sogar von einer höheren Reproduzierbarkeit einiger IOS-Systeme bei Quadrantenscans. Insgesamt erreichen neuere Geräte sehr gute Genauigkeitswerte: So dokumentierten Amornvit, Rokaya & Sanohkan, (2021), dass moderne Scanner Abweichungen von weniger als 50 µm bei der Vermessung von Zahnhartgewebe erzielen. Allerdings wiesen Renne et al., (2017) darauf hin, dass sich bei ausgedehnten Scandistanzen, etwa bei kompletten Kiefern, sich die Genauigkeit verringert. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Al-Mashraqi et al., (2021) und Camardella, Breuning & Vilella, (2017), die digitalen Modelle hinsichtlich Messgenauigkeit gleichwertig bis überlegen gegenüber Gipsmodellen bewerteten. Aktuelle Untersuchungen von An et al., (2024) zeigen zudem, dass selbst subgingivale Präparationsränder und Speichelkontamination die Scangenauigkeit nur noch moderat beeinträchtigen. Moderne IOS liefern somit zunehmend, selbst unter schwierigen Bedingungen, akzeptable Resultate.

2.8.3 Reliabilität von Weichgewebe

Laut Sadiq et al., (2023) erlauben 3D-Scans eine konsistente und wiederholbare Quantifizierung gingivaler Rezessionen, während Monje & Salvi, (2024) zusätzlich herausstellen, dass die Überlagerung sequenzieller Intraoralscans minimale Gewebeveränderungen zuverlässig nachweist, was ein wichtiger Aspekt für das Langzeitmonitoring periimplantärer Areale ist.

Lee et al., (2020) belegten, dass digitale Scans der keratinisierten Gewebebreite signifikant genauere und reproduzierbarere Ergebnisse liefern als herkömmliche Parodontalsondenmessungen. Auf methodischer Ebene entwickelten Kuralt et al., (2022) einen Ansatz, bei dem Krümmungsschätzungen aus IOS-Daten die Gingivamorphologie objektiv erfassen, und Gkantidis et al., (2024) demonstrierten die Vorzüge digitaler 3D-Methoden für die Langzeitüberwachung von Gingivarezessionen. Sadiq et al., (2023)

bestätigen darüber hinaus die hohe Präzision bei der Bestimmung des Gingivabiotyps und der Rezession nach nicht-chirurgischer Parodontaltherapie.

2.8.4 Spezielle Herausforderungen

Obwohl digitale Verfahren in vielen Bereichen etablierte Techniken ergänzen, bleiben komplexe Regionen wie Interdentalpapillen und subgingivale Bereiche eine Herausforderung. Akl et al., (2023) zeigten, dass die Reproduzierbarkeit in engen Interdentalräumen abnimmt und stark von Scannerwahl und Scanstrategie abhängt. Baghele & Bezalwar, (2022) hoben dagegen Vorteile digitaler Methoden bei der Identifikation feiner mukogingivaler Verhältnisse hervor, während Karaduman, Sarp & Yilmaz, (2023) betonten, dass komplexe Morphologien noch Optimierungspotenzial bieten.

2.8.5 Gesamtbetrachtung der Zuverlässigkeit von IOS

Moderne Intraoralscanner erreichen bei der digitalen Vermessung für Hart- und Weichgewebe klinisch gute bis akzeptable Reliabilitätswerte, die in vielen Fällen denen analoger Verfahren ebenbürtig oder sogar überlegen sind. Besonders in gut zugänglichen Bereichen überzeugen digitale Verfahren durch objektives Langzeitmonitoring und detaillierte 3D-Dokumentation. Für die exakte Abbildung komplexer Strukturen wie Interdentalpapillen oder subgingivaler Bereiche bleibt jedoch weiterer Forschungs- und Entwicklungsbedarf bestehen.

3 Material und Methodik

3.1 Material

Das Material umfasst den genutzten Intraoralscanner und die zugehörige Auswertungssoftware.

3.1.1 Intraoralscanner (IOS)

Für die Studie wurde der intraorale Scanner TRIOS 3 (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) verwendet (Abb. 1). Dieser wurde vor Beginn des Sonderforschungsprojekts durch das BWZK Koblenz beschafft.



Abb. 1: Intraoralscanner TRIOS 3 von 3Shape (3Shape, 2019).

3.1.2 Design, Ergonomie und Hardware-Komponenten

Der 3Shape TRIOS 3 Intraoralscanner wurde entsprechend zahnmedizinischen Anforderungen gestaltet (Abb. 1). Das Handstück weist ein Gewicht von 340 g auf (3Shape, 2019). Die Abmessungen des Scanners betragen 27,3 cm in der Länge, 4,0 cm in der Breite und 4,8 cm in der Höhe. Die Maße der Scannerspitzen liegen bei 8,6 cm Länge, 2,0 cm Breite und 2,1 cm Höhe (Henry Schein, 2025). Die Scanner-Spitzen lassen sich in zwei verschiedenen Positionen anbringen, was die Ausrichtung des Scans nach oben oder unten ermöglicht (Unident Danmark, 2023).

3.1.3 Technische Spezifikationen

Der 3Shape TRIOS 3 verwendet eine LED-Lichtquelle zur Bilderfassung. Die Bildaufnahmegeschwindigkeit beträgt bis zu 1875 Bilder pro Sekunde. Für die Genauigkeit des Systems werden Werte von $6,9 \pm 0,9 \mu\text{m}$ und für die Präzision $4,5 \pm 0,9 \mu\text{m}$ angegeben. Die verfügbaren Ausgabeformate umfassen DCM, STL und PLY. Das System ist mit einer Vielzahl computergestützter Designsysteme (CAD) kompatibel (3Shape, 2019).

3.1.4 Das konfokale Bilderfassungsprinzip des TRIOS 3

Intraoralscanner arbeiten auf der Grundlage optischer Abtastverfahren. Dabei wird Licht auf die zu erfassende Oberfläche projiziert und das reflektierte Licht über ein optisches System zu einem Sensor zurückgeführt, wo ein Bild generiert wird (Jain et al., 2024). Um ein dreidimensionales Modell zu erstellen, nimmt das Gerät eine große Anzahl an Einzelbildern in schneller Abfolge auf. Die dabei entstehenden Datenmengen werden von der Software in Echtzeit verarbeitet. Diese fügt die Einzelbilder zu einem digitalen 3D-Modell des Mundraums zusammen, das zusätzlich Farbinformationen enthält (Jain et al., 2024).

Der TRIOS 3 arbeitet mit einem konfokalen Laserscanning-Verfahren, das sich vom Triangulationsprinzip und weiteren optischen Methoden wie Streifenlichtprojektion oder Lichtschnittverfahren unterscheidet (3Shape, 2025). Beim TRIOS 3 wird der Lichtstrahl von mindestens zwei Lichtquellen erzeugt und durch eine Lochblende auf einen ersten Strahlenteiler geleitet. Dieser erzeugt ein Muster mit zeitlicher Modulation. Der modulierte Lichtstrahl durchläuft ein optisches System bestehend aus mehreren Linsen und wird über einen Spiegel auf das Objekt projiziert. Das reflektierte Licht wird auf demselben optischen Weg zurückgeführt, durchquert erneut die Linsen und erzeugt ein Interferenzmuster aus Helligkeitskontrasten. Dieses Muster wird mithilfe eines zweiten Strahlenteilers auf einen CCD-Bildsensor abgebildet (Schlögl, 2024). Die Software vergleicht die Kontrastverläufe aus mehreren Perspektiven und berechnet daraus die dreidimensionalen Koordinaten. Die Abstandsinformationen basieren auf den erkannten Helligkeitsunterschieden.

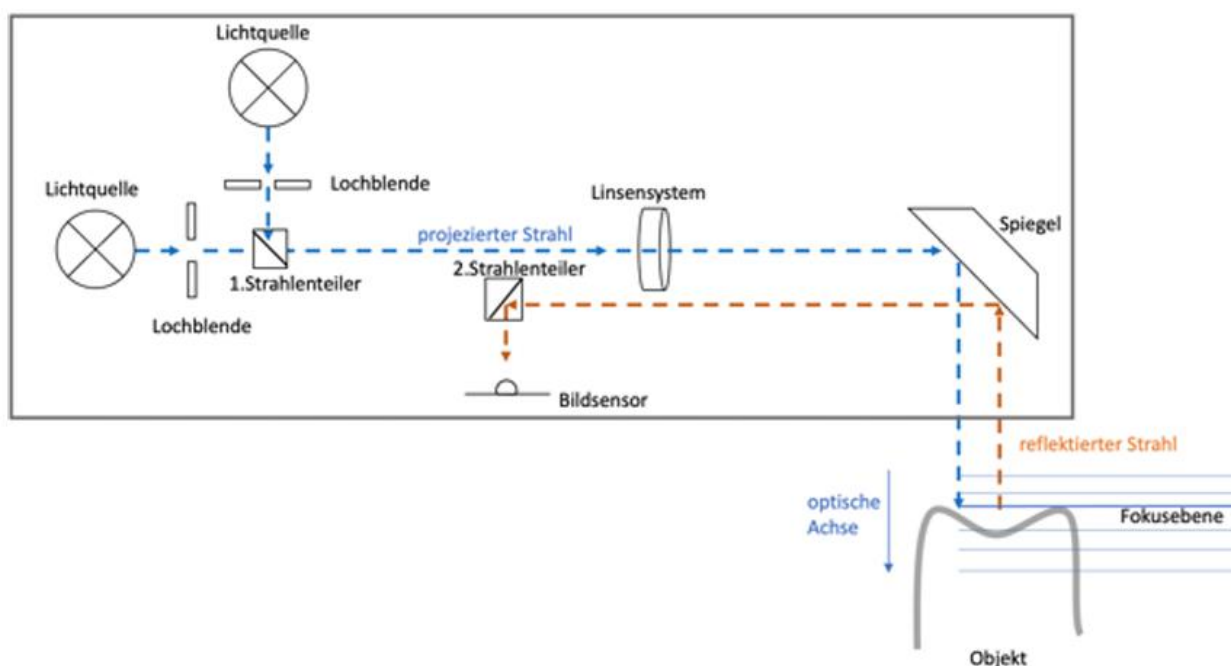


Abb. 2: Messtechnisches Grundprinzip der konfokalen Mikroskopie (Schlögl, 2024).

3.1.5 Funktionsweise der konfokalen Bilderfassung im TRIOS 3

Das zentrale Prinzip der Bilderfassung im TRIOS 3 ist das konfokale Laserscanning, das von 3Shape als „Ultrafast Optical Sectioning“ bezeichnet wird (Unident, Danmark, 2023). Dabei wird ein Laserstrahl durch ein Filter mit einem kleinen Pinhole auf das Zielobjekt projiziert. Ein wesentlicher Aspekt des konfokalen Scannings besteht darin, dass nur das Licht, das von der exakt im Fokus liegenden Ebene reflektiert wird, vom Sensor erfasst wird. Licht, das außerhalb des Fokus liegt, wird ausgeblendet und nicht berücksichtigt. Die dreidimensionale Struktur entsteht durch die sequenzielle Erfassung von zweidimensionalen Bildern auf verschiedenen fokussierten Ebenen, ein Verfahren, das als „Point-and-Stitch Reconstruction“ bekannt ist (Hwang et al., 2018). Der TRIOS 3 verwendet ein dynamisches „Fokus-Scanning“-Verfahren, bei dem die im Scanner integrierten Linsen kontinuierlich auf unterschiedliche Entfernungen fokussieren. Eine Skala erfasst die genaue Position der Fokulinse, sodass für jedes Bild eine Tiefeninformation berechnet werden kann. Durch den Vergleich der Tiefeninformationen benachbarter Bilder wird die dreidimensionale Struktur des Objekts erfasst (3Shape, 2025). Die periodische Änderung der fokussierten Ebene erfolgt mit einer definierten Frequenz, was den Bediener entlastet, da der Scannerkopf nicht konstant in einem bestimmten Abstand zum Objekt gehalten werden muss. Dies dient der Optimierung von Scangeschwindigkeit und Genauigkeit (Hwang et al., 2018). Zur Verbesserung der Bildqualität, insbesondere bei transluzenten Zahnstrukturen, projiziert der TRIOS 3 ein Schachbrettmuster auf die Zahnoberfläche. Dieses Muster erzeugt den erforderlichen Kontrast und unterstützt die Kompensation der natürlichen Transluzenz. Die Schärfe des Musters wird zur Tiefenbestimmung verwendet, wodurch Schichten („Slices“) in verschiedenen Tiefen entstehen, die den 3D-Sub-Scan bilden. Zusätzlich kommt eine Polarisationsstechnologie zum Einsatz, die das Lichtsignal überwiegend von der Zahnoberfläche differenziert und somit die Transluzenz der Zähne reduziert (3Shape, 2025).

3.1.6 Datenverarbeitung und Echtzeit-3D-Modellierung

Die Leistungsfähigkeit des 3Shape TRIOS 3 beruht wesentlich auf der Datenverarbeitung und Echtzeit-Modellierung. Der Sensor nimmt etwa 100 Bilder pro Sekunde auf, aus denen ein „Sub-Scan“ generiert wird. Ein Sub-Scan stellt eine Punktwolke oder eine dreidimensionale Darstellung inklusive Farbinformationen dar und entspricht dem Sichtfeld der Scannerspitze von etwa $2 \times 2 \times 2$ cm. Pro Sekunde werden etwa 25 Sub-Scans erzeugt. Während die Hardware die Bilder aufnimmt und Sub-Scans erzeugt, verarbeitet die Software diese Daten in Echtzeit, fügt mehrere Sub-Scans zusammen und erstellt kontinuierlich ein vollständiges 3D-Modell des Gebisses, inklusive Farb- und Fluoreszenztexturen (3Shape, 2025). Dies verdeutlicht, dass die Leistung des Scanners sowohl von der optischen Hardware als auch von der Softwarearchitektur und Rechenkapazität abhängt.

Ein weiterer Bestandteil ist die Integration von intelligenten Algorithmen zur Bildbereinigung und Modellbildung. Diese Algorithmen bewerteten die Aufnahmen in Echtzeit, erkennt unerwünschte Elemente und entfernt diese automatisch. Dies soll den Scanprozess vereinfachen, die Konsistenz erhöhen und die Abhängigkeit vom Erfahrungsgrad des Anwenders verringern (3Shape, 2019). Die Software organisiert die Punktwolken zur Erstellung von Oberflächen in Form von Dreiecken (3Shape, 2025).

3.1.7 Klinische Anwendung (intraorales Scannen)

Vor jeder Benutzung erfolgte eine Kalibrierung des Scanners gemäß den Anweisungen des Herstellers basierend auf einem Protokoll zur Sicherstellung von Richtigkeit und Präzision nach ISO 5725-1:2023 (ISO 2023). Die Scans wurden durch einen einzelnen Zahnarzt (Zweitbetreuer der Dissertation Dr. med. dent.) im Bundeswehrkrankenhaus Koblenz in der Abteilung XXIII durchgeführt, um die Inter-Operator-Variabilität zu minimieren und die Datenkonsistenz zu gewährleisten. Dabei wurde nach einem vom Hersteller festgelegtem und in der Anleitung beschriebenen, standardisiertem Scanpfad vorgegangen, um die Qualität sowie Richtigkeit und Präzision der Scans dauerhaft zu gewährleisten.

Der Scanpfad begann im Unterkiefer und verlief kontinuierlich vom 3. zum 4. Quadranten, jeweils von den Okklusalfächen bis zu den lingualen und bukkalen/vestibulären Flächen ohne Unterbrechung. Im Oberkiefer verlief der Pfad kontinuierlich vom 2. zum 1. Quadranten, jeweils von den Okklusalfächen über die bukkalen/vestibulären Flächen zu den palatinalen Flächen, ebenfalls ohne Zwischenstopp. Um die Okklusion der Kiefer zueinander abzubilden, wurden die Ober- und Unterkiefer in Okklusion zusätzlich von der bukkalen Seite der Seitenzähne aus gescannt. Die Scanssequenzen wurden mit so wenig Überlappung wie möglich durchgeführt, um Systemressourcen zu schonen und die Datengenauigkeit zu optimieren (3shape, 2017). Die Dauer der einzelnen Scans belief sich auf ca. 4-5 Minuten mit der vollständigen Abbildung von Zähnen und Weichgewebe einschließlich des mukogingivalen Übergangs. Die Doppelscans wurden zeitlich direkt nacheinander genommen.

3.2 Methodik

3.2.1 Allgemeine Methodik

Allgemein betrachtet gab es vier mögliche Messmethoden:

- generelle metrische Messungen am ganzen Kiefer
- lokale metrische Messungen am Zahn
- generelle volumetrische Messungen am ganzen Kiefer
- lokale volumetrische Messungen am Zahn

Generelle metrische Messungen am ganzen Kiefer wurden bereits in einer Studie von Sun et al., (2018), mit einer durchschnittlichen Abweichung der zu vergleichende Kiefer von 0,04 mm untersucht. Da auch die OrthoAnalyzer Software keine geringere Abweichung im Durchschnitt aufzeichnen konnte (Abb. 6), wurden generelle metrische Messungen am ganzen Kiefer ausgeschlossen.

Auch die generelle volumetrische Messung am ganzen Kiefer wurde nicht weiter einbezogen, da einzelne Anteile der gescannten Kiefer im 1. Scan nicht ausreichend genau mit dem 2. Scan gematcht werden konnten und dadurch die Richtigkeit und Präzision nicht ausreichend gewährleistet werden konnten (Abb. 6).

Lokale volumetrische Messungen am Zahn wurden ausgeschlossen, da das Programm nicht die Möglichkeit besaß die exakte volumetrische Größe der Zahnwurzel zur jeweiligen Krone zu berechnen und dadurch keine nutzbaren Ergebnisse erzeugt werden konnten (Abb. 3).

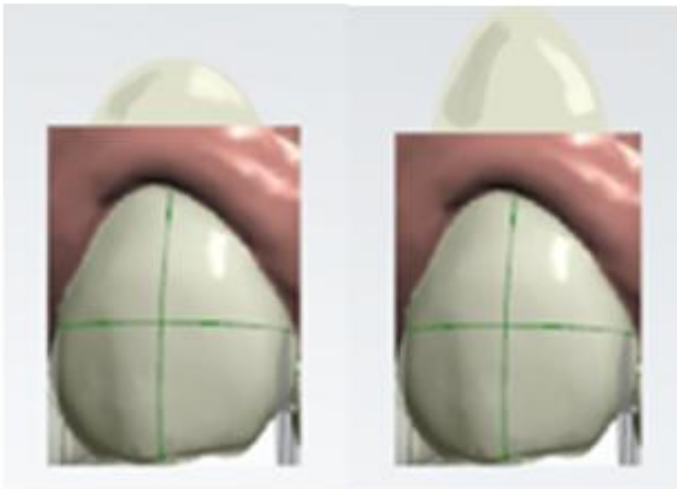


Abb. 3: Volumetrische Berechnung eines vollständigen Zahns

Die angewandte Methodik beschränkte sich daher auf lokale metrische Messungen am einzelnen Zahn.

Bei der Auswahl der Messungen an Zähnen und Zahnfleisch beschränkte man sich auf die sogenannten „Ramfjord-Zähne“ (16, 21, 24, 36, 41, 44) und deren an- und umliegende Gingiva. Sigurd P. Rjamford (1911 – 1997) entwickelte anhand dieser sechs repräsentativen Zähne im Jahr 1959 den Peridontal Disease Index (PDI) für die parodontale Diagnostik. Daraus entwickelte sich später der Parodontale Screening Index (PSI) der heutzutage den parodontalen Zustand und dementsprechenden Behandlungsbedarf beim jeweiligen Patienten festlegt (Ramfjord, 1967)

Ramfjord-Index-Zähne wurden bereits in früheren Studien untersucht und spezifisch für die Erklärung von parodontalen Prozessen genutzt (Rams et al., 1993; Alawaji 2022).

3.2.2 Studienteilnehmer

Die Gesamtzahl der Studienteilnehmer belief sich auf 20 Probanden im Alter von 18 bis 58 Jahren. 11 der Probanden waren weiblich, 9 männlich. An allen Probanden wurden zwei aufeinanderfolgende digitale Scans des Ober- und Unterkiefers mit dem Intraoralscanner aufgenommen. Somit standen 40 digitale Modelle jeweils von Ober- und Unterkiefer in Form von Datensätzen zur Auswertung zur Verfügung. Bei den meisten Probanden wurde im Vorfeld die befestigte Gingiva an den Rjamford-Zähnen mit 5% Lugolscher Lösung von vestibulär/bukkal mittels Schaumstoffpellet bestrichen. Nach 2-minütiger Einwirkzeit war eine deutliche optische Hervorhebung dieser erkennbar. Einen eindeutigen Übergang stellte hierbei der mukogingivale Übergang dar.

3.2.3 Ausschlusskriterien

Zur Sicherstellung der technischen Genauigkeit, Validität und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wurden Probanden mit folgenden Kriterien ausgeschlossen (Tab. 2):

Ausschlusskriterium	Wissenschaftliche Begründung
Stark verändertes Weichgewebe	Verursacht mehrdeutige 3D-Variationen und beeinträchtigt die Lichtaufnahme sowie die Darstellung feiner Strukturen.
Verlust des parodontalen Attachments	Hinweis auf parodontale Erkrankung mit anatomischen Veränderungen, die die Weichgewebedarstellung stören und zu Scan-Artefakten führen können.
Verlust der Ramfjordzähne (16, 21, 24, 36, 41, 44)	Diese gelten als Indexzähne zur Beurteilung des parodontalen Gesamtzustands. Ihr Fehlen verringert die Repräsentativität der Ergebnisse.
Ersetzte Ramfjordzähne durch Brückenglieder, Prothesenzähne oder Implantate	Ersetzte Rjamfordzähne gelten nicht als Indexzähne und verändern das Studiendesign.
Fehlende mittlere Schneidezähne (OK/UK)	Diese Zähne dienen als stabile anatomische Referenzpunkte für das digitale Matching und die Registrierung. Ihr Verlust beeinträchtigt die Genauigkeit des virtuellen Überlagerns.

Tab. 2: Ausschlusskriterien für Studienteilnehmer

3.2.4 Genutzte Software

Der digitale Arbeitsablauf (Workflow) für die intraoralen Doppelscans jedes Probanden lief über das Auswertungsprogramm OrthoAnalyzer (3Shape, Kopenhagen, Dänemark). Das Programm dient dem Darstellen der Intraoralscans und der Verarbeitung der lokalen metrischen Messungen am Hart- und Weichgewebe, sowie dem virtuellen Abgleichen der Datensätzen von Ober- und Unterkiefer der untersuchten Probanden mittels drei verschiedener Matching-Methoden. Durch dieses Programm konnten die digitalen Datensätze des TRIOS 3 zur Auswertung zugänglich gemacht werden (Abb. 4)



Abb. 4 Darstellung der digitalen Modelle (Doppelscans) im Vergleich

Zum Matchen von digitalen Modellen nutzt die Software einen „Iterative Closest Point Algorithm“. Dieser Algorithmus ermöglicht es, Punktwolken aneinander anzupassen, die zuvor näherungsweise aufeinander ausgerichtet worden sind. Bei der Durchführung wird versucht, die Punktwolken mittels Rotation und Translation möglichst gut miteinander in Deckung zu bringen. Mittels eines Datensatz von näherungsweise bestimmten anfänglichen Transformationsparametern für Rotation und Translation wird dazu für jeden Punkt aus der einen Punktwolke der jeweils nächste Punkt (closest point) aus der anderen Punktwolke bestimmt. Anschließend wird die Summe der Quadrate der Abstände über alle diese Punktepaare gebildet. Damit ist ein Maß für die Güte der Übereinstimmung zwischen den Punktwolken bestimmt. Diese Algorithmen minimieren die Distanzen zwischen den Punktwolken und erhöhen dadurch die Genauigkeit der Überlagerung. Variationen dieses Algorithmus werden verwendet, um die Abstände zwischen den Punktwolken zweier 3D-Objekte zu minimieren.

Dabei handelt es sich dabei um einen iterativen Prozess, der so lange fortgeführt wird, bis ein akzeptables Optimum gefunden ist. Diese Algorithmen minimieren die Distanzen zwischen den Punktwolken und erhöhen dadurch die Genauigkeit der Überlagerung. Variationen dieses Algorithmus werden verwendet, um die Abstände zwischen den Punktwolken zweier 3D-Objekte zu minimieren (Holz et al., 2015).

3.2.5 Digitaler Arbeitsablauf

Der gesamte digitale Arbeitsablauf zur Auswertung der Scans wurde in 3 Teile gegliedert:

1. Segmentierung der einzelnen Zähne und Konstruktion einer virtuellen Sagittalebene auf jedem Rjamfjord-Zahn
2. Anwendung von drei verschiedenen Matching-Methoden zum Vergleich der digitalen Modelle der Doppelscans
3. Auswertung der digitalen Modelle und Messungen der linearen Abstände

3.2.5.1 Segmentierung - virtuelle Sagittalebenekonstruktion je Rjamfjord-Zahn

Die Segmentierung erfolgt innerhalb der Software durch Analyse topografischer und farblicher Merkmale, wobei Zähne und Gingiva anhand charakteristischer Unterschiede differenziert wurden.

Für jeden einzelnen Rjamfjord-Zahn wurde das jeweilige Rotationszentrum bestimmt. Auf Basis dieses Zentrums wurde eine virtuelle Sagittalebene durch den jeweiligen Zahn definiert, die als Grundlage aller nachfolgenden lokalen Messungen diente (Abb. 5). Die virtuelle Sagittalebene diente als konstant ausgerichtete Referenzfläche, auf der Messpunkte definiert und reproduzierbar platziert werden konnten.

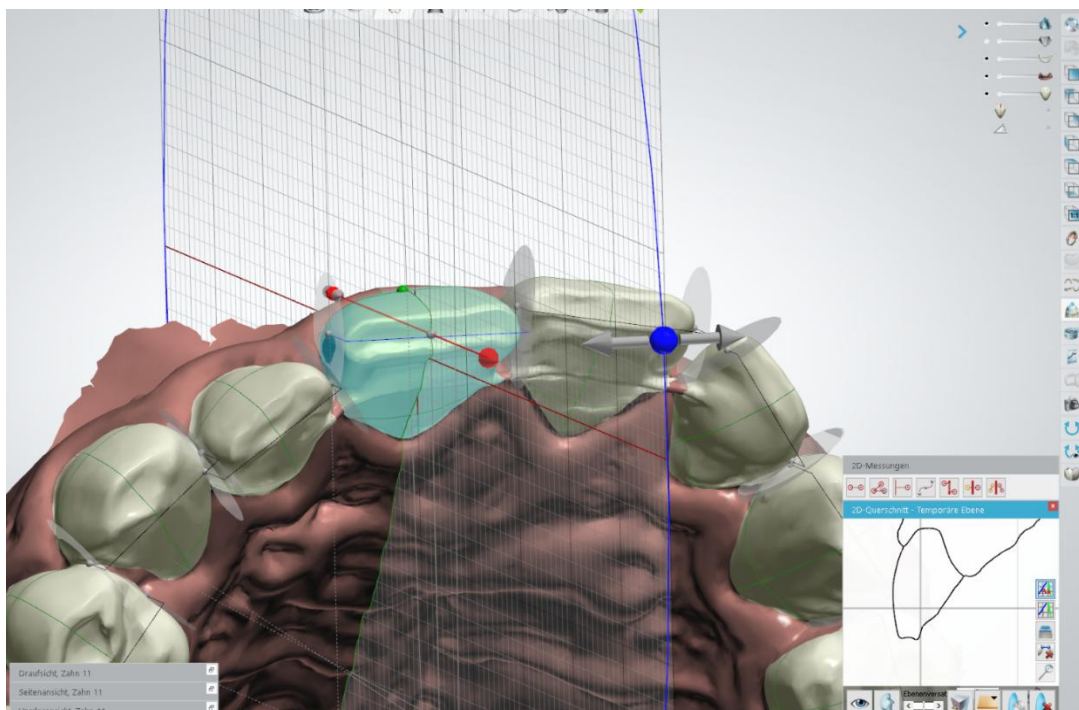


Abb. 5: Bestimmung Rotationszentrum und Festlegung der zahnspezifischen Sagittalebene

3.2.5.2 Vergleich der Doppelscans mit drei Matching-Methoden

Das virtuelle Überlagern und Abgleichen der Doppelscans erfolgten unter Anwendung dreier unterschiedlicher Matching-Methoden. Dabei wurden die digitalen Modelle der Ausgangs- und Folgescans einander zugeordnet, um Unterschiede präzise erfassen zu können. Die Verfahren unterschieden sich hinsichtlich der Referenzstrukturen und des verwendeten Algorithmus zur Oberflächenanpassung. Die Software stellte drei Optionen (Tab. 3) zum Matching der Punktwolken bereit, die systematisch angewendet wurden:

Matching	Beschreibung
Matching 1	Abgleich der Oberfläche um einen Punkt zwischen den mittleren Inzisiven des Ober- (11/21) und Unterkiefers (31/41).
Matching 2	Abgleich der Oberfläche um einen Punkt auf der Bukkal-/Vestibulärfläche des jeweiligen zu untersuchenden Ramfjord-Zahns.
Matching 3	Abgleich der Oberfläche um drei definierte Punkte jeweils auf den Bukkal-/Vestibulärflächen der beiden 6er und zwischen den beiden 1ern auf den virtuellen Kiefern.

Tab. 3: Matching Methoden

Nach einer manuellen Initialüberlagerung wurde das Ergebnis jeweils mithilfe eines iterativen Closest-Point-Algorithmus (Abb.6) weiter optimiert. Dadurch konnte die ursprüngliche manuelle Überlagerung weiter verbessert werden.

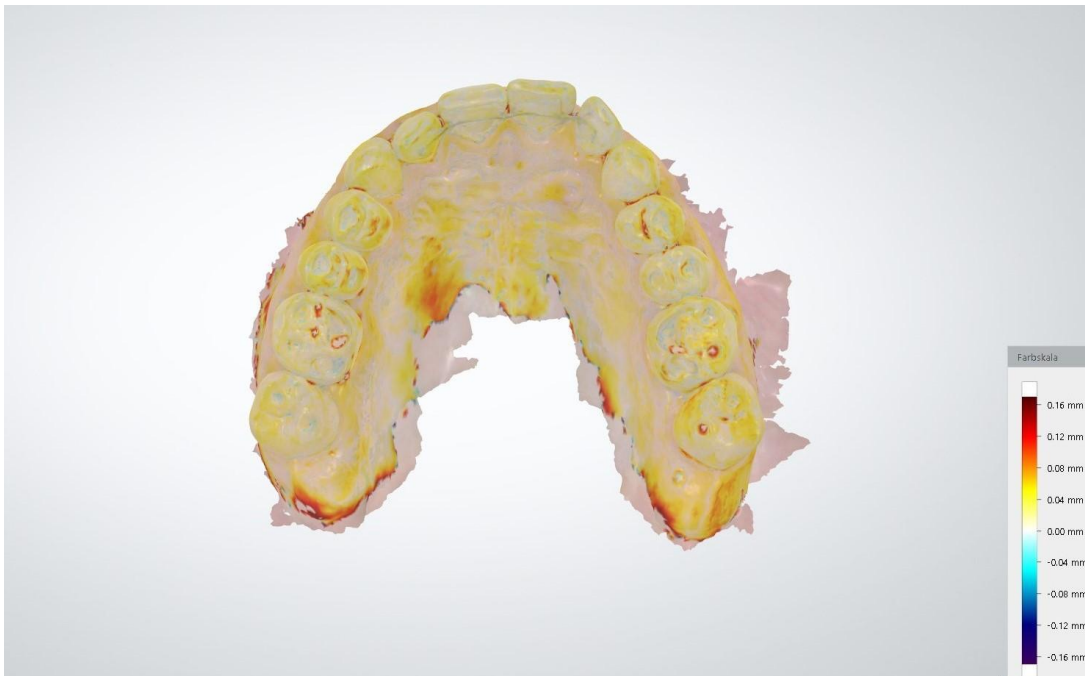


Abb. 6: Überlagerung des ersten und des folgenden Scans einer Person.

Zur Messung der Hartgewebe wurden zwei Punkte auf der generierten Sagittalebene definiert (Abb. 7 und 8):

Für die Messung der linearen Abstände auf dem Hartgewebe wurden zwei Punkte im 2-dimensionalen Koordinatensystem der erzeugten Sagittalebene definiert (Abb. 7 und 8). Diese Ebene wird vom System immer automatisch mit einem geometrischen Gitter ausgefüllt.

Der 1. Punkt wurde am Schnittpunkt der horizontalen Linie des geometrischen Gitters mit der vestibulären Oberfläche des jeweiligen Zahns definiert (Abb. 7 und 8).

Der 2. Punkt wurde am Beginn des Sulkusrandes in der Sagittalebene festgelegt (Abb. 7 und 8).

Der Abstand von Punkt 1 zu Punkt 2 wurde an beiden virtuellen Modellen jedes Probanden gemessen. Die Differenz der linearen Abstände stellt die potentiellen Diskrepanzen zwischen den Hartgewebemessungen dar.

Die Wahl der Referenzpunkte basierte auf wichtigen anatomischen Strukturen und ihrer klaren Abgrenzbarkeit voneinander in der Sagittalebene und gewährleistete eine hohe Reproduzierbarkeit zwischen verschiedenen Untersuchungen.

Um die Reproduzierbarkeit der Weichgewebemessungen zu beurteilen, wurde von vestibulär/bukkal ein Punkt an der mukogingivalen Grenze auf dem 3-dimensionalen, digitalen Modell in der erzeugten Sagittalebene definiert.

Der andere Punkt befand sich an der tiefsten Stelle des Sulkusrandes in derselben Ebene (Abb. 7 und 8).



Abb. 7: Messung der linearen Abstände auf Hart- und Weichgewebe im Oberkiefer.

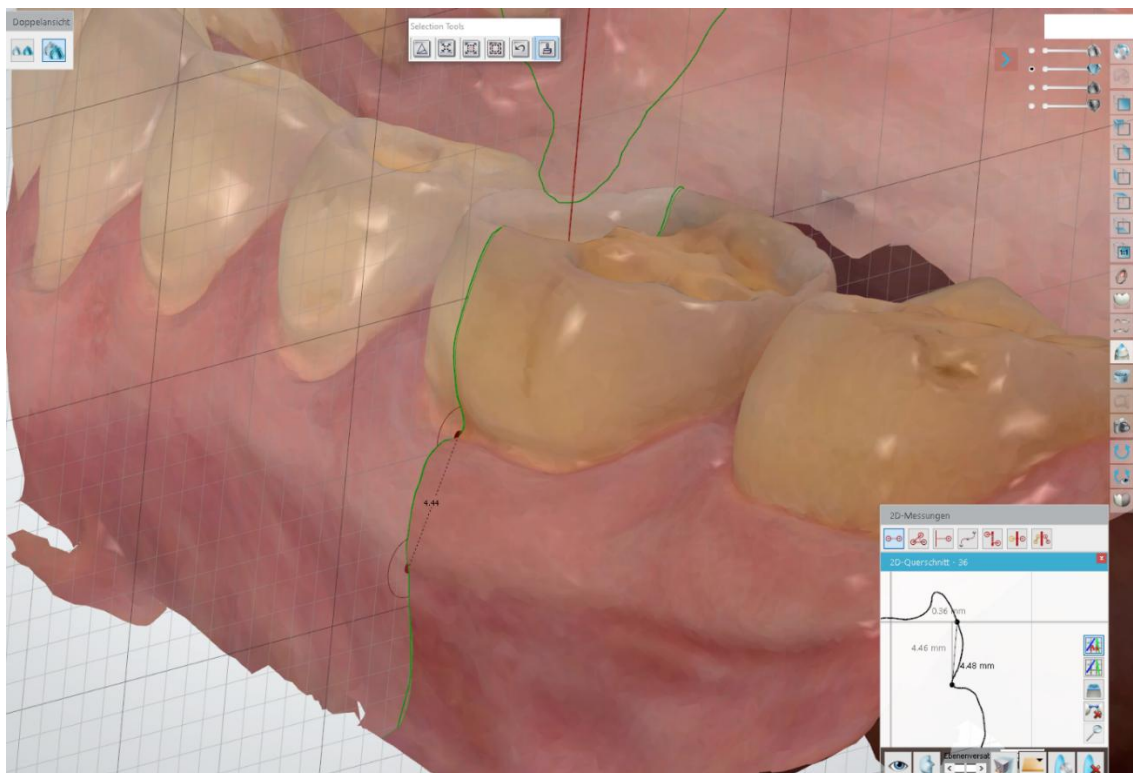


Abb. 8: Vermessung der linearen Abstände auf Hart- und Weichgewebe im Unterkiefer

Die Auswahl dieser Punkte ermöglicht eine Beurteilung der Stabilität von Weichgewebe im zeitlichen Verlauf und bei verschiedenen Überlagerungsverfahren.

4 Ergebnisse

4.1 Statistische Analyse

Alle Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 27.0.1 (Armonk, NY, USA) durchgeführt. Die Datenauswertung basierte auf $n = 20$ Probanden mit jeweils zwei Scans. Insgesamt wurden 720 (20 Probanden \times 2 Gewebetrachtungen \times 3 Matching Methoden \times 6 Zähne) lineare Messungen durchgeführt. Zunächst erfolgte eine deskriptive Auswertung der erhobenen Daten durch Berechnung der arithmetischen Mittelwerte (M) und der dazugehörigen Standardabweichungen (SD). Zur Bewertung der Reproduzierbarkeit wurden die absoluten Differenzen der linearen Messwerte zwischen Scan 1 und Scan 2 pro Probanden und Matching-Methode berechnet. Zur Bewertung der Reproduzierbarkeit der Hart- und Weichgewebemessungen innerhalb derselben Methode wurden die linearen Distanzwerte aus Scan 1 und Scan 2 desselben Probanden einem gepaarten t-Test unterzogen. Ein Ergebnis wurde bei $p < 0,05$ als statistisch signifikant gewertet.

Für den Vergleich der drei unterschiedlichen Matching-Methoden kam eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) als Signifikantstest zum Einsatz. Auch hier wurde ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ zugrunde gelegt, um systematische Unterschiede zwischen den Methoden identifizieren zu können.

Zusammengefasste Vorgehensweise:

- Berechnung der Differenz zwischen den gemessenen Strecken
- Ermittlung der Standardabweichung des Fehlers
- t-Tests
- Signifikantstests (ANOVA = Varianzanalyse)

4.2 Reproduzierbarkeit der Doppelmessungen

Die durchschnittlichen absoluten Differenzen zwischen dem ersten und dem zweiten Scan desselben Probanden wurden separat für Hart- und Weichgewebe sowie für alle drei Matching-Methoden berechnet (Tab. 3):

Matching	Hartgewebe (M \pm SD)	Weichgewebe (M \pm SD)
1	0,06 \pm 0,03 mm	0,06 \pm 0,03 mm
2	0,07 \pm 0,03 mm	0,10 \pm 0,03 mm
3	0,07 \pm 0,03 mm	0,11 \pm 0,02 mm

Tab. 4: Ergebnisse zu Hart- und Weichgewebe

Die sehr geringen Mittelwertdifferenzen und Standardabweichungen für beide Gewebearten deuten auf eine hohe Wiederholgenauigkeit der Messungen innerhalb der einzelnen Matching-Methoden hin. Die zwischen dem ersten und dem nachfolgenden Scan der Probanden gemessenen Abstände unterschieden sich nach keinem der drei Matchings statistisch signifikant ($p > 0,05$), weder für Hart- noch für Weichgewebe (Tab. 1 und 2).

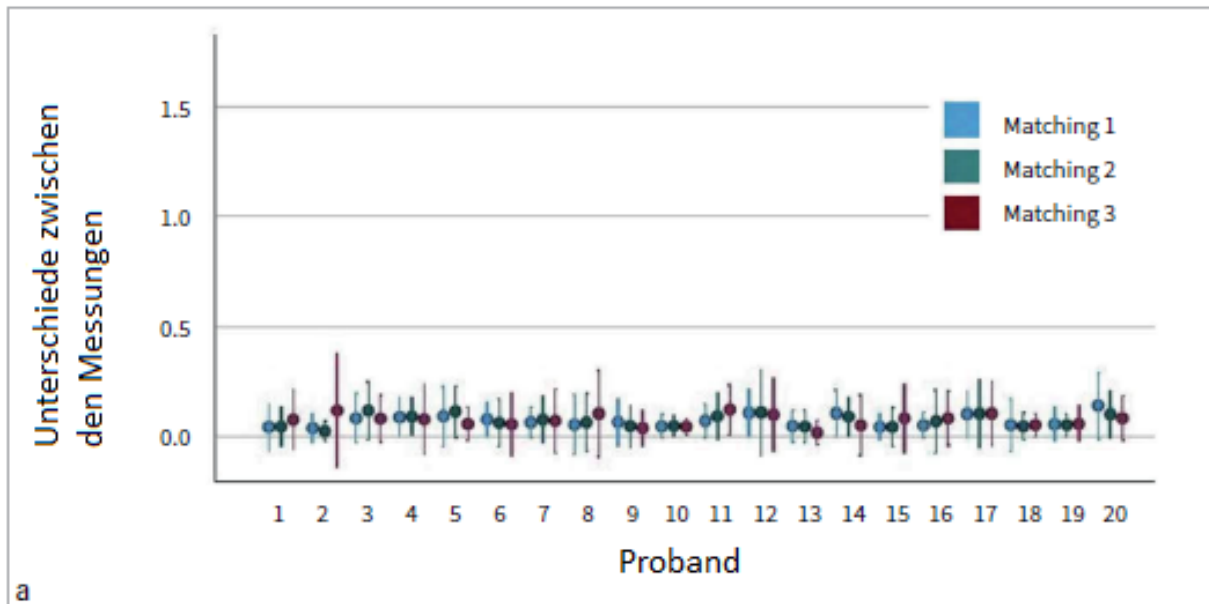


Abb. 9: Unterschiede zwischen den Messungen der linearen Abstände auf Hartgewebe pro Probanden und Matching-Methode.

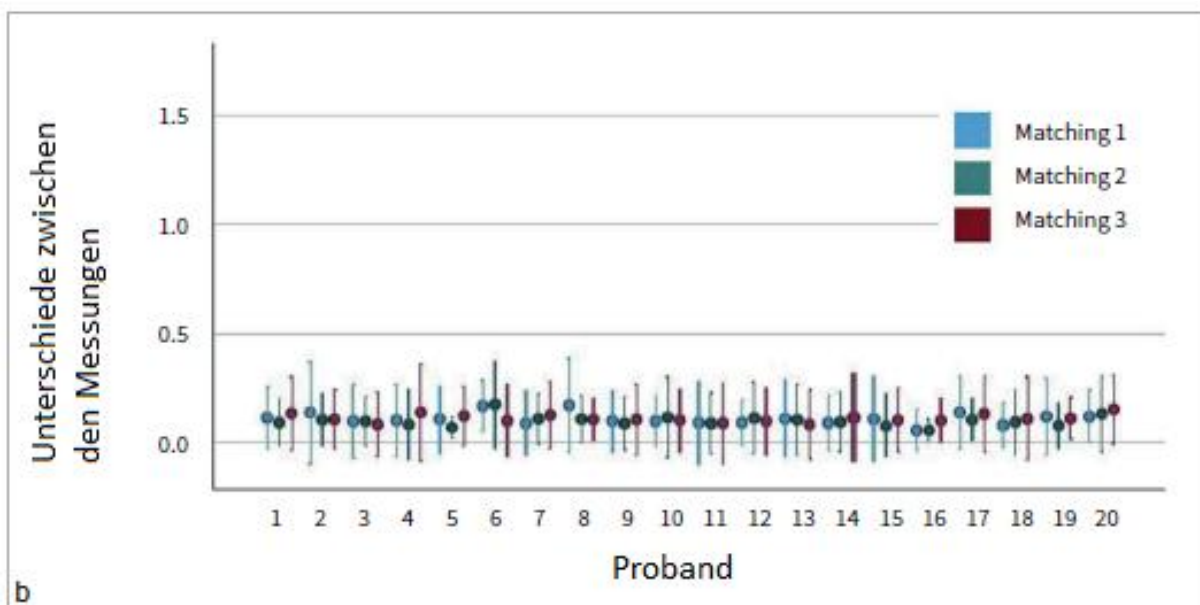


Abb. 10: Unterschiede zwischen den Messungen der linearen Abstände auf Weichgewebe pro Probanden und Matching-Methode.

4.3 Vergleich der Matching-Methoden

Zur Überprüfung, ob die Wahl des Matching-Verfahrens einen Einfluss auf die Messdifferenzen hat, wurde eine einfaktorische ANOVA durchgeführt (Tab. 6).

Gewebeart	p-Wert
Hartgewebe	0,963
Weichgewebe	0,196

Tab. 5: Ergebnisse ANOVA

Die ANOVA ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den drei Verfahren für beide Gewebearten (Tab. 6 und 7). Dies deutet darauf hin, dass die Wahl der Matching-Methode keinen relevanten Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse hat.

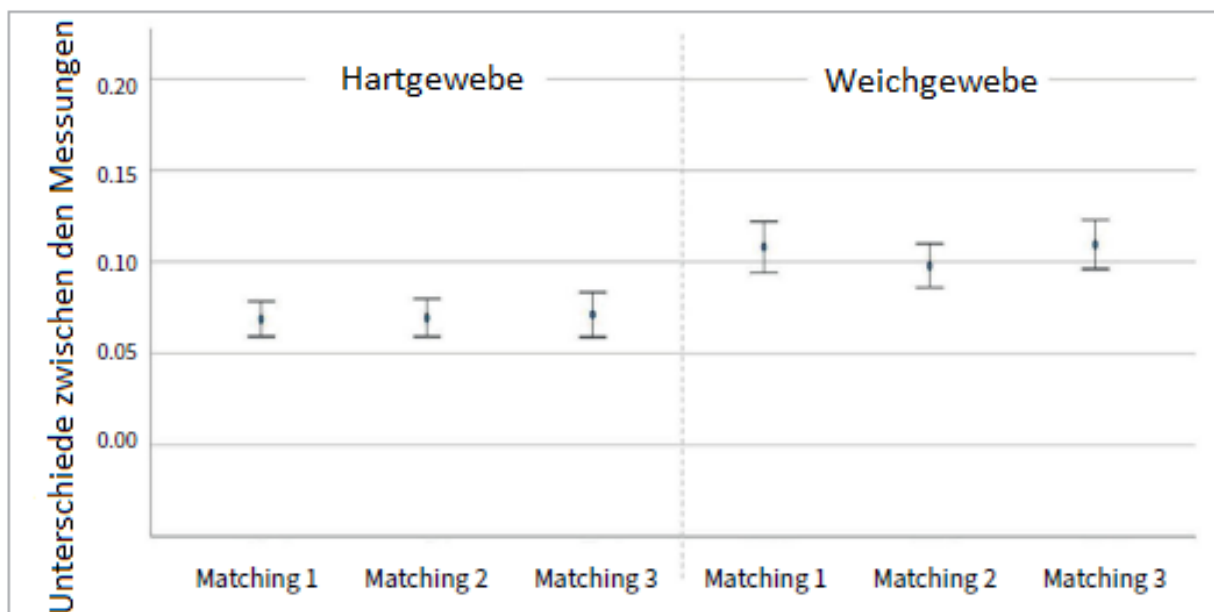


Abb. 11: Unterschiede zwischen den linearen Distanzmessungen auf Hartgewebe (links) und Weichgewebe (rechts) in (mm) für alle Probanden kombiniert pro Matching-Methode.

4.4 Zusammenfassung

Vergleich	Gewebeart	Ergebnis	p-Wert
Scan 1 vs. Scan 2 (je Matching)	Hartgewebe	kein signifikanter Unterschied	$p > 0,05$
Scan 1 vs. Scan 2 (je Matching)	Weichgewebe	kein signifikanter Unterschied	$p > 0,05$
Zwischen den drei Matching-Methoden	Hartgewebe	kein signifikanter Unterschied	$p = 0,963$
Zwischen den drei Matching-Methoden	Weichgewebe	kein signifikanter Unterschied	$p = 0,196$

Tab. 6: Zusammenfassung Ergebnisse

5 Diskussion

Die vorliegende Proof-of-Principle-Studie liefert Nachweise für die Reproduzierbarkeit digitaler Hart- und Weichgewebemessungen mittels des Intraoralscanners TRIOS 3. Die Ergebnisse zeigen, dass mit allen drei von der Auswertungssoftware bereitgestellten Matching-Methoden reproduzierbare Messungen ohne statistisch signifikante Unterschiede in den gemessenen Distanzen erzielt wurden. Die festgestellten Präzisionsabweichungen lagen dabei stets innerhalb eines klinisch akzeptablen Bereichs (Osnes et al., 2020).

Dies stellt einen wesentlichen Befund dar, da die klinische Akzeptanz einer Messmethode nicht allein von der statistischen Signifikanz abhängt, sondern entscheidend von der praktischen Relevanz der Abweichungen für Diagnose und Therapie beeinflusst wird. Selbst bei statistisch nachweisbaren Unterschieden können diese klinisch irrelevant sein, solange sie weder die Passung noch die Funktion einer Restauration beeinträchtigen (Camardella et al., 2017; Ebeid et al., 2017).

Die Ergebnisse bestätigen somit die klinische Praktikabilität des TRIOS 3 Scanners für die hier untersuchten Messungen.

Die Präzision der gemessenen Abstände nach dem Abgleich der 3D-Modelle war entscheidend für die Beurteilung der Reproduzierbarkeit digitaler Messungen an intraoralem Weich- und Hartgewebe.

Die Präzision und Richtigkeit von Scannern für den vollständigen Zahnbogen wurden in früheren Untersuchungen mit Werten von ca. 50 μm für die Richtigkeit und 100 μm für die Präzision ermittelt (Michelinakis et al., 2020, Renne et al., 2017, Osnes et al., 2020). Die in der vorliegenden Studie gemessenen lokalen Distanzen, die zwischen 0,06 mm (60 μm) und 0,11 mm (110 μm) lagen, entsprechen diesen etablierten Orientierungswerten für Präzision und verdeutlichen somit die Übereinstimmung der Studienergebnisse mit der aktuellen Literatur zur Leistungsfähigkeit moderner Intraoralscanner.

5.1 Vergleich der Reproduzierbarkeit digitaler und konventioneller Methoden

Digitale Abformungen bieten gegenüber konventionellen Verfahren zahlreiche Vorteile, wie die leichtere Wiederholbarkeit des Abformvorgangs, eine unmittelbare Visualisierung des Modells sowie eine verbesserte Zeiteffizienz im gesamten Workflow (Ender et al., 2019). Die Frage nach der Überlegenheit digitaler gegenüber traditionellen Methoden ist jedoch differenziert zu betrachten.

5.1.1 Hartgewebevergleich

Systematische Übersichtsarbeiten zeigen, dass digitale Scanner bei dentalen Messungen eine vergleichbare Richtigkeit und Präzision wie konventionelle Methoden aufweisen (Aragon et al., 2016; Camardella et al., 2017; Ebeid et al., 2017; Ender et al., 2019). Ebeid et al., (2017) stellten fest, dass digitale Abformungen bei der Herstellung von Kronen, feststehendem Zahnersatz und auf Implantaten getragenen Kronen dieselbe Genauigkeit erzielen wie konventionelle Abformungen, wobei die marginalen Spaltwerte innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs von unter 120 µm liegen. Bei Ganzkiefer-Restaurationen zeigten sich konventionelle Abformungen jedoch präziser (Ebeid et al., 2017). Ender et al., (2019) bestätigten, dass digitale Abformungen spezifischer Intraoralscanner eine valide Alternative zu konventionellen Abformungen für Teilkiefersegmente darstellen, während Ganzkiefer-Abformungen für IOS-Geräte weiterhin eine Herausforderung bleiben, auch wenn einige Geräte bereits den klinisch erforderlichen Bereich erreichen. Eine Metaanalyse von Vitai et al., (2023) ergab, dass die Genauigkeit von IOS-Scans bei dentalen Kiefern nicht signifikant von Referenzscans abwich, jedoch bei teilbezahnten Kiefern mit Implantaten signifikant unterschiedlich war. Dies verdeutlicht, dass die optimale Wahl der Methode stark vom klinischen Szenario abhängt (Ebeid et al., 2017; Vitai et al., 2023). Der Übergang zur digitalen Zahnmedizin erfolgt somit graduell und ist abhängig von der Fallkomplexität sowie den Anforderungen an die Genauigkeit.

Michelinakis et al. (2020) zeigten, dass der TRIOS 3 eine gute Richtigkeit und die höchste Präzision unter den getesteten Scannern für den gesamten Zahnbogen aufwies, wobei alle Scanner eine durchschnittliche Genauigkeit unter 100 µm erreichten. Der Vorteil des TRIOS 3 liegt hier in der Vermeidung von Materialfehlern und der Möglichkeit der direkten Visualisierung und Korrektur während des Scans, die zu einer konsistent hohen Qualität beitragen.

5.1.2 Weichgewebevergleich

Die vorliegende Studie ist eine der wenigen, die sich explizit mit der Reproduzierbarkeit von Weichgewebemessungen befasst. Dies ist ein Bereich, in dem digitale Methoden signifikante Vorteile bieten können. Lee et al., (2020) zeigten, dass digitales Scannen die Breite des keratinisierten Gewebes signifikant genauer misst als die Verwendung einer Parodontalsonde. Dies ist ein starker Beleg für die Überlegenheit digitaler Methoden in diesem spezifischen Bereich, da digitale Abformungen die Gingiva ohne physikalische Kompression erfassen können, was zu weniger ungenauen Messungen führt als bei analogen Abformungen (Cicciu et al., 2020). Die Kernprobleme konventioneller Weichgewebemessungen, wie Kompression und subjektiver Sondendruck, werden durch den Intraoralscanner kompensiert. Gkantidis et al., (2024) heben die Vorteile von 3D-Techniken zur präzisen Bewertung und Quantifizierung von Gingivarezessionen hervor, die die komplexen Topografien besser erfassen als analoge

Methoden. Die vorliegende Studie liefert hierzu wichtige Daten für die Weichgewebediagnostik.

5.2 Einflussfaktoren auf die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von IOS

Die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von Intraoralscans sind nicht nur von der Scannertechnologie selbst abhängig, sondern werden von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst. Ein tiefes Verständnis dieser Einflussgrößen ist entscheidend, um die klinischen Ergebnisse zu optimieren und die Grenzen der Technologie zu erkennen.

5.2.1 Anwendererfahrung und Training

Die Handhabung und die Erfahrung der Hardware durch den Anwender kann die Genauigkeit der Scans maßgeblich verbessern (Alkadi, 2023, Button et al., 2024, Vitai et al., 2023). Dabei spielen die Erfahrung und Technik des Durchführenden für die Performance der Scans eine entscheidende Rolle. Je nach Aufnahmezeit eines vollständigen Scans liefert die Software bessere Ergebnisse.

Lim et al., (2018) zeigten ebenfalls, dass die Genauigkeit des iTero-Scanners mit wiederholter Erfahrung zunahm, während dies jedoch beim TRIOS 3 nicht der Fall war. Dieser Befund deutet darauf hin, dass der TRIOS 3 möglicherweise weniger anfällig für die Lernkurve des Bedieners ist, was die klinische Integration erleichtert.

Die vorliegende Studie, die von einem einzigen Anwender (Behandler) durchgeführt wurde, minimiert die Variabilität durch den Anwender, schränkt jedoch die Generalisierbarkeit der Ergebnisse bezüglich der Anwender-Variabilität ein. Die widersprüchlichen Ergebnisse in der Literatur lassen vermuten, dass moderne Scanner wie der TRIOS 3 möglicherweise weniger anfällig für Anwender-Variabilität sind als ältere Systeme, was die Konsistenz der Ergebnisse in der breiteren klinischen Praxis erhöht.

5.2.2 Hardware und Software-Updates

Ungenauigkeiten können während des Prozesses der Kombination digitaler Bilder zu einem 3D-Modell durch die Scannersoftware auftreten. Verbesserungen der Präzision auf Hardwareseite können durch eine Erhöhung der Bilder pro Sekunde, eine höhere Auflösung der Bilder und eine Reduzierung der Größe des Scankopfes erreicht werden, was die Datenerfassung erleichtert (Zarauz et al., 2023; Schmalzl et al., 2023; Vág et al., 2021). Schmalzl et al., (2023) sowie Vág et al., (2021) zeigten zudem, dass Software-Updates die Richtigkeit und Präzision von Intraoralscannern signifikant erhöhen können und dass ältere Scannergenerationen mit aktualisierter Software die Genauigkeit der neuesten Geräte erreichen können. Dies unterstreicht, dass die Scanner-Genauigkeit nicht statisch ist, sondern sich kontinuierlich durch aufeinander aufbauende Software-Verbesserungen entwickelt. Anwender sollten daher nicht nur die Hardware-Spezifikationen, sondern auch die Software-

Version und die Update-Vorgaben des Herstellers bei der Auswahl eines IOS berücksichtigen. Die aktuelle Literatur lässt vermuten, dass in Zukunft die Richtigkeit und Präzision der Scanner weiter zunimmt.

5.2.3 **Speichel, Gewebebeschaffenheit**

Die Anwesenheit von Speichel auf der Oberfläche von Hart- und Weichgewebe ist ein kritischer Faktor für die Bildqualität. Camci & Salmanpour, (2020) zeigten, dass Speichel allein eine Oberflächenabweichung von bis zu 13% verursachen kann. Obwohl Intraoralscanner Speichelabsaugung und Trocknung des Gewebes mittels Multifunktionsspritze parallel zum Scan ermöglichen, kann eine vollständig trockene orale Situation in vivo nicht erreicht werden. Die Eigenschaften des Weichgewebes können ebenfalls die Genauigkeit der Bilder beeinflussen. Tief ansetzende bukkale oder labiale Frenula mit unbefestigter Alveolarmukosa können klinisch unzureichende Bilder liefern. Im Bereich der Gingiva kann jedoch aufgrund der Dimensionsstabilität durch die Anhaftung des Gewebes an das Periost und des hohen Anteils an Kollagenfasern in der Regel eine zufriedenstellende Bildqualität erzielt werden (Lee et al., 2020). Dabei kann das Anfärben der Mukosa mit Lugolscher Lösung die Unterscheidung zwischen Alveolarmukosa und Gingiva visuell erleichtern. Selbst mit fortschrittlicher Hardware und Software bleibt die klinische Realität des feuchten und dynamischen oralen Milieus eine primäre Herausforderung für die IOS-Genauigkeit. Die Anwesenheit von Blut scheint nur eine untergeordnete Rolle zu spielen, da gingivale Blutungen durch das kompressionslose intraorale Scannen vermieden werden kann. Dies erfordert vom Anwender nicht nur technische Fähigkeiten, sondern auch ein tiefes Verständnis der physiologischen Bedingungen, um die bestmöglichen Scans zu erzielen. Die in der vorliegenden Studie praktische Segmentierung durch Anfärbung mit Lugolscher Jodlösung ist ein vielversprechender Ansatz zur Überwindung dieser Limitation und für die weitere Forschung empfehlenswert. Eine automatische Segmentierung auf Grundlage der Anfärbung könnte für künftige Studien nützlich sein, ist aber nach aktuellem Wissensstand weder in der verwendeten Software noch in vergleichbaren Programmen verfügbar.

5.2.4 **Scanstrategie und Scanzeit**

Die Dauer und Strategie des Scans beeinflussen die Ergebnisqualität maßgeblich. Je nach Aufnahmezeit eines vollständigen Scans liefert die Software bessere Ergebnisse. Sowohl eine unzureichende als auch eine übermäßige Anzahl an Bildern kann die Genauigkeit beeinträchtigen (Gomez-Polo et al., 2023). Diese zeigten, dass die Scanpräzision mit zunehmender Scanlänge abnimmt. Renne et al., (2017) fanden zudem eine starke Korrelation zwischen Scanzeit und Richtigkeit sowie Präzision ($r = 0,771$). Schmalzl et al., (2024) stellten fest, dass Scanpfade mit der kürzesten Strecke zwischen Start- und Endpunkt die besten Ergebnisse liefern. Eine optimierte Scanstrategie stellt somit nicht nur eine Herstellerempfehlung dar, sondern ist klinisch entscheidend für präzise Ergebnisse.

Die praktische Erfahrung bei dieser Studie hat gezeigt, dass die Einhaltung des durch den Hersteller vorgegeben Scanpfad zu klinisch akzeptablen Ergebnissen führt.

5.3 Relevanz auf Diagnostik und Therapie

Die Reproduzierbarkeit digitaler Messungen ist von entscheidender Bedeutung für die zuverlässige Diagnose von Pathologien wie Rezessionen, Parodontitis oder Periimplantitis (Gkantidis et al., 2024; Monje & Salvi, 2024). Die präzisen 3D-Daten, die durch Intraoralscanner gewonnen werden, bilden eine wichtige Grundlage für die Entwicklung und das Training von KI-Systemen in der Parodontologie (Pitchika et al., 2024). Die Fähigkeit, Weichgewebe ohne Kompression zu erfassen, ist ein inhärenter Vorteil gegenüber analogen Abformungen (Cicciu et al., 2020). Die Bestätigung der Reproduzierbarkeit für Hart- und Weichgewebe ist ein entscheidender Schritt für die breitere klinische Akzeptanz von Intraoralscannern. Falls die Messungen konsistent sind, können Behandler die darauf basierenden Diagnosen und Behandlungspläne vollständig für die Therapie nutzen. Dies fördert auch die Entwicklung neuer digitaler Anwendungen, wie KI-gestützte Diagnostik. Die vorliegende Studie trägt dazu bei, die digitale Zahnmedizin weiter zu untersuchen und besser zugänglich zu machen, insbesondere im Bereich der bisher weniger erforschten digitalen Weichgewebediagnostik.

5.4 Limitationen und Forschungsausblick

Die vorliegende Studie ist als Proof-of-Principle-Studie konzipiert und weist daher bestimmte Limitationen auf, die bei der Interpretation der Ergebnisse und der Planung zukünftiger Forschung berücksichtigt werden sollten:

- **Studiengröße:** Die Untersuchung umfasste insgesamt 20 Probanden und 720 lineare Messungen. Für Folgestudien wäre eine Erhöhung der Probandenzahl wünschenswert, um die Variabilität der Studienteilnehmer besser zu kompensieren und die statistische Aussagekraft zu erhöhen.
- **Ein einzelner Anwender:** Obwohl die Durchführung aller Scans durch einen einzigen Anwender die interne Validität der Studie erhöht, wird gleichzeitig aber die Variabilität durch den Anwender minimiert. Dies schränkt die Generalisierbarkeit der Ergebnisse hinsichtlich der Anwender-Variabilität ein. Zukünftige Studien sollten daher mehrere Anwender mit unterschiedlichem Erfahrungsgrad einbeziehen, um die Auswirkungen der Anwendererfahrung auf die Scangenauigkeit umfassender zu bewerten (Alkadi, 2023; Zarauz et al., 2023).
- **Software-Anpassbarkeit:** Die in der vorliegenden Studie verwendete Software erlaubte keine Anpassungen der bereitgestellten Matching-Algorithmen. Dadurch können alle Scans ohne großen Aufwand abgeglichen werden. Zukünftige Softwareentwicklungen

könnten hier Verbesserungen ermöglichen, beispielsweise durch die Definition relevanter Bereiche, die Kombination von Punkt-zu-Punkt- und Punkt-zu-Ebene-Matching-Algorithmen oder die Anpassung der Iterationen des Algorithmus. Solche Anpassungsmöglichkeiten könnten die Genauigkeit und Flexibilität des Systems weiter optimieren (Eggmann & Blatz, 2024).

- In-vivo-Bedingungen: Eine vollständig trockene intraorale Umgebung ist in vivo kaum erreichbar, so dass der Einfluss von Speichel auf die Messgenauigkeit ein kritischer Faktor bleibt (Camci & Salmanpour, 2020; Tawfik et al., 2024). Zukünftige Studien könnten den Einfluss unterschiedlicher Speichelflüsse und die Effektivität verschiedener Trocknungsmethoden genauer untersuchen.
- Automatische Segmentierung: Die verwendete Software bietet aktuell keine Funktion, bei der die automatische Abgrenzung verschiedener Bereiche auf Basis von Anfärbungen durchgeführt werden kann. In dieser Studie wurde Lugolsche Lösung eingesetzt, um zwischen Alveolarmukosa und Gingiva besser unterscheiden zu können. Dies wäre eine nützliche Entwicklung für zukünftige Studien zur Weichgewebe-Diagnostik, um den Workflow zu optimieren und die Objektivität der Messungen zu erhöhen.
- Langzeitstudien und klinische Ergebnisse: Da es sich um eine Proof-of-Principle-Studie handelt, sind die Ergebnisse primär auf die Reproduzierbarkeit der Messungen bezogen. Es bedarf weiterer In-vivo-Studien, um die klinische Relevanz und die Langzeitergebnisse von Restaurationen oder Behandlungen, die auf digitalen Abformungen basieren, zu bewerten (Ender et al., 2019). Die Übertragung der vielversprechenden In-vitro-Ergebnisse auf den breiten klinischen Alltag erfordert Forschung, die die Komplexität und Variabilität der realen klinischen Umgebung besser abbildet.
- Kosten-Nutzen-Analyse: Da bisherige Studien ökonomische Aspekte nur unzureichend berücksichtigen (Aragón et al., 2016), sollten zukünftige Untersuchungen auch Wirtschaftlichkeitsanalysen einbeziehen.

Somit bilden Ergebnisse der vorliegenden Studie eine solide Grundlage für weiterführende Forschung, um den Schritt von der Machbarkeit zur Tauglichkeit in der klinischen Routine zu vollziehen.

5.5 Überprüfung der Reliabilität der Messmethoden

Die Reliabilität einer Messmethode beschreibt die Konsistenz und Wiederholbarkeit der Ergebnisse unter gleichen Bedingungen. Zur Bestimmung der Reliabilität wird die Wiederholung der Messungen in ähnlichen oder identischen Kontexten untersucht. Eine

zuverlässige Messmethode sollte bei wiederholten Messungen unter gleichen Bedingungen zu konsistenten Ergebnissen führen. Die Berechnung von Fehlern und deren Streuung hilft, die Präzision der Methode zu bewerten und potenzielle Fehlerquellen zu identifizieren (Döring & Bortz, 2016).

Die Methodik kann hinsichtlich der Messpunkte kritisch hinterfragt werden, da diese trotz optischer Orientierung an ausgewählten, anatomisch stabilen Referenzpunkten, individuell durch den Anwender festgelegt werden. Aufgrund unterschiedlicher visueller Interpretation könnten sich die gesetzten Punkte bei mehreren Anwendern geringfügig unterscheiden, was potentiell zu Verzerrungen der Messergebnisse führen kann. Eine automatisierte, Anwender-unabhängige Festlegung der Messpunkte würde die Reliabilität der Methode weiter erhöhen.

Die absoluten Ergebnisse, sowie die Signifikantstests (t-Test, ANOVA) der Studie zeigen jedoch, dass die Reliabilität der Messmethoden umfassend gegeben ist. Daher kann die Methodik auch für weitere Untersuchungen in diesem Zusammenhang empfohlen werden.

5.6 Überprüfung der Nullhypothesen

Die vorliegende Studie und die umfassende Literaturrecherche ermöglichen nun eine differenzierte Beantwortung der am Anfang dieser Arbeit aufgestellten Nullhypothesen.

5.6.1 Nullhypothese 1

„Der Intraoralscanner TRIOS 3 weist keine signifikant höhere Reproduzierbarkeit der Messungen auf als die konventionelle Methode mit Schieblehre und Lupenbrille“

Diese Nullhypothese kann nicht pauschal abgelehnt werden, da die Aussage "signifikant höhere Reproduzierbarkeit" eine differenzierte Betrachtung erfordert. Für Hartgewebemessungen ist die Reproduzierbarkeit und Genauigkeit des TRIOS 3 oft vergleichbar mit konventionellen Methoden, während für spezifische Weichgewebemessungen tatsächlich eine signifikant höhere Genauigkeit erzielt werden kann. Der Begriff „signifikant höher“ greift jedoch zu absolut, da die Überlegenheit auf der Reduktion von bereits im Vorfeld erwähnten Fehlerquellen beruht und nicht in jedem Szenario uneingeschränkt gegeben ist.

Die vorliegende Studie zeigt für den TRIOS 3 eine hohe Reproduzierbarkeit von Hart- und Weichgewebemessungen mit durchschnittlichen Abweichungen von 0,06–0,11 mm.

Vergleichend dazu zeigen die Ergebnisse mit Schieblehre und Lupenbrille der Vorgängerstudie im BWZK von Braas et al., 2019 bei den Messungen der Kronenhöhe und -breite eine Standardabweichung der Differenzen von 0,26mm (Interexaminer Error) und von 0,61mm (Intraexaminer Error).

Die Messunterschiede der beiden Studien stützen somit eher die Alternativhypothese.

5.6.2 Nullhypothese 2

„Der Intraoralscanner TRIOS 3 ermöglicht keine signifikant schnelleren Messungen als die konventionelle Methode.“

Die Aussage, dass der TRIOS 3 keine signifikant schnelleren Messungen ermöglicht, muss ebenfalls detailliert betrachtet werden und kann nicht uneingeschränkt ausgeschlossen werden. Eine eindeutige Ablehnung der Nullhypothese ist nicht möglich. Während der gesamte digitale Workflow inklusive Laborprozesse häufig eine Zeitersparnis mit sich bringt und die Patientenakzeptanz durch höheren Komfort verbessert (Lim et al., 2018), ist die reine Abformzeit mit dem Intraoralscanner nicht zwangsläufig kürzer als bei konventionellen Verfahren. Die Zeitersparnis resultiert vor allem aus der Optimierung des Gesamtprozesses und weniger aus der Messung selbst. Dem digitalen Workflow wird häufig eine verbesserte Zeiteffizienz zugeschrieben (Cicciu et al., 2020; Ender et al., 2019). Ender et al., (2019) heben die bessere Arbeitszeitbilanz digitaler Abformmethoden hervor. In einer systematischen Übersichtsarbeit wurde jedoch festgestellt, dass die reine Datenerfassung digital teils länger dauert als konventionelle Abformungen (Aragon et al., 2016). Wird jedoch der gesamte Laborprozess einbezogen, relativiert sich dieser Zeitbedarf, da digitale Workflows Gipsmodelle überflüssig machen und die Kommunikation zwischen Praxis und Labor deutlich beschleunigen (Lim et al., 2018). Zudem kann die Scanzeit mit der Genauigkeit korrelieren (Gomez-Polo et al., 2023; Renne et al., 2017), wobei die Leistungsfähigkeit des Scanners nicht zwangsläufig von der Scanzeit abhängt (Camci & Salmanpour, 2020). Die Effizienz ist maßgeblich von der Erfahrung des Anwenders, der gewählten Scanstrategie sowie der Fallkomplexität abhängig.

5.6.3 Nullhypothese 3

„Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert keine signifikant genauere dentale Diagnostik als die konventionelle Methode.“

Die Nullhypothese „Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert eine signifikant genauere dentale Diagnostik als die konventionelle Methode“ kann nicht pauschal abgelehnt werden, da viele Studien eine vergleichbare, jedoch nicht grundsätzlich signifikant höhere Genauigkeit digitaler Abformungen zeigen. Camardella et al., (2017) fanden, dass die meisten Messungen auf digitalen Modellen des TRIOS-Scanners klinisch akzeptabel genau im Vergleich zu Gipsmodellen sind. Ebeid et al., (2017) zeigten, dass digitale Abformungen für Kronen, FDPs und implantatgetragene Kronen dieselbe Genauigkeit bieten wie konventionelle Abformungen. Ender et al., (2019) bestätigten, dass digitale Abformungen mit spezifischen Intraoralscannern eine valide Alternative zu konventionellen Verfahren in Teilkiefersegmenten darstellen. Michelinakis et al., (2020) wiesen nach, dass der TRIOS 3 im Vergleich zu anderen getesteten Scannern eine sehr gute Trueness und die höchste Präzision über den gesamten Zahnbogen

erreicht. Vitai et al., (2023) kamen zu dem Ergebnis, dass die Genauigkeit von intraoralen Scans dentaler Zahnbögen nicht signifikant von Referenzscans abweicht. Ein wesentlicher Vorteil digitaler Abformungen liegt zudem in der Eliminierung von Fehlerquellen bei der Handhabung von Abformmaterialien und Gipsmodellen (Ebeid et al., 2017). Die vorliegende Studie bestätigt die Ergebnisse, dass der TRIOS 3 durch konsistente und weniger fehleranfällige Datenerfassung eine hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit für die dentale Diagnostik bietet.

5.6.4 Nullhypothese 4

Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert keine signifikant genauere mukogingivale Diagnostik als die konventionelle Methode.

Diese Nullhypothese kann abgelehnt werden. Der Intraoralscanner TRIOS 3 liefert eine signifikant genauere mukogingivale Diagnostik als konventionelle Methoden, insbesondere in Bereichen, die anfällig für Kompression oder subjektive Messfehler sind. Ein entscheidender Vorteil ist die berührungslose Erfassung der Gingiva, die im Gegensatz zu analogen Abformungen keine physikalische Kompression verursacht und so zu genaueren, reproduzierbaren Messwerten führt (Ciccio et al., 2020). Lee et al., (2020) zeigten, dass digitales Scannen die Breite des keratinisierten Gewebes genauer erfasst und eine höhere Intrarater-Reliabilität aufweist (ICC = 0,97 vs. 0,87). Gkantidis et al., (2024) betonen die Überlegenheit von digitalen Techniken gegenüber analogen Methoden bei der Darstellung der komplexen Gingivageweberänder. Monje & Salvi, (2024) heben hervor, dass exakte Dimension- und Farbbestimmungen der Gingiva essenziell zur Diagnose von Rezessionen, Parodontitis und Periimplantitis sind. Die vorliegende Studie bestätigt somit die hohe Präzision und Reproduzierbarkeit des TRIOS 3 für die mukogingivale Diagnostik. Daher kann die Alternativhypothese angenommen werden.

5.6.5 Übergeordnete Nullhypothese

„Der Intraoralscanner TRIOS 3 ist für die Reproduzierbarkeit der Messung von intraoralem Hart- und Weichgewebe mittels Doppelmessungen nicht besser geeignet als das analoge Messen mit Schieblehre und Lupenbrille und liefert keine schnellere und genauere dentale sowie mukogingivale Diagnostik.“

Auf Basis der vier einzelnen Nullhypothesen kann die übergeordnete Nullhypothese nicht vollständig abgelehnt werden. Jedoch zeigt der Intraoralscanner TRIOS 3 in der vorliegenden Studie und in der betrachteten Fachliteratur eine hohe Genauigkeit, Reproduzierbarkeit und diagnostische Aussagekraft. Eine Überlegenheit gegenüber konventionellen Methoden ist aber nicht in allen untersuchten Bereichen signifikant höher. Die bereits belegten Stärken liegen im Bereich der mukogingivalen Diagnostik, während bei Hartgewebediagnostik und der Zeitersparnis eine detailliertere Betrachtung erforderlich ist.

6 Zusammenfassung

6.1 Hintergrund

Diese Proof-of-Principle-Studie untersuchte die Reproduzierbarkeit digitaler Hart- und Weichgewebemessungen mittels eines intraoralen Scanners.

6.2 Methodik

Bei 20 Probanden (Altersspanne: 18-58 Jahre) wurden jeweils zwei aufeinanderfolgende digitale Scans des Ober- und Unterkiefers durchgeführt. Die Doppelscans wurden mittels der Scanner-basierten Software durch drei verschiedene Matching-Methoden virtuell abgeglichen. Lineare Abstände zwischen definierten Hart- und Weichgewebepunkten wurden für jeden Probanden gemessen. Die Reproduzierbarkeit wurde durch Vergleich der linearen Abstände des ersten und zweiten Scans mittels gepaarten t-Tests (Signifikanzniveau $p < 0,05$) beurteilt. Ein Vergleich der drei Matching-Methoden erfolgte durch ANOVA ($p < 0,05$).

6.3 Ergebnisse

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den gemessenen linearen Abständen zwischen erstem und zweitem Scan der Weichgewebestrukturen. Zwischen den drei Matching-Methoden wurden keine signifikanten Unterschiede für Hartgewebe ($p = 0,963$) Weichgewebe ($p = 0,196$) festgestellt.

6.4 Schlussfolgerung

Die Studie belegt die Reproduzierbarkeit digitaler Weichgewebemessungen mittels intraoraler Scans. Alle drei untersuchten Matching-Methoden erwiesen sich als geeignet für die Überlagerung von Scans. Potenzielle Ungenauigkeiten könnten durch Anwendererfahrung, technische Limitationen der verwendeten Systeme und patientenspezifische Faktoren bedingt sein.

7 Literaturverzeichnis

1. Abduo, J., & Elseyoufi, M. (2018). *Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors*. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 26(3), 101-121.
2. Afrashtehfar, K. I., Alnakeb, N. A., & Assery, M. K. M. (2022). *Accuracy of intraoral scanners versus traditional impressions: A rapid umbrella review*. J Evid Based Dent Pract, 22(3), 101719.
3. Agustín-Panadero, R., Macías Moreno, D., Alonso Pérez-Barquero, J., Fernández-Estevan, L., Gómez-Polo, M., & Revilla-León, M. (2023). *Influence of type of restorative materials and surface wetness conditions on intraoral scanning accuracy*. J Dent, 134, 104521.
4. Alawaji, Y. (2022). *Periodontal disease epidemiology: assessment of untreated periodontitis and accuracy of partial mouth recording protocols* (Doctoral dissertation, University of British Columbia).
5. Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). *Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A review*. J Prosthodont, 27(1), 35-41.
6. Ainamo, J., & Löe, H. (1966). Anatomical characteristics of gingiva. A clinical and microscopic study of free and attached gingiva. The Journal of Periodontology, 37(1), 5-13.
7. Akl, M. A., Daifallah, K., Pérez-Barquero, J. A., Barmak, A. B., Wee, A. G., & Revilla-León, M. (2023). *Influence of interdental spaces and the palate on the accuracy of maxillary scans acquired using different intraoral scanners*. J Prosthodont, 32(S2), 125-134.
8. Alkadi, L. (2023). *A Comprehensive Review of Factors That Influence the Accuracy of Intraoral Scanners*. Diagnostics (Basel), 13(21), 3291
9. Al-Mashraqi, A. A., Alhammadi, M. S., Gadi, A. A., Altharawi, R. A., Zamim, K. A. H., & Halboub, E. (2021). *Accuracy and reproducibility of permanent dentitions and dental arch measurements: comparing three different digital models with a plaster study cast*. International Journal of Computerized Dentistry, 24(4).
10. Alzahrani, S. J., El-Hammali, H., Morgano, S. M., & Elkassaby, H. (2021). *Evaluation of the accuracy of 2 digital intraoral scanners: A 3D analysis study*. J Prosthet Dent, 126(6), 787-792
11. Amornvit, P., Rokaya, D., & Sanohkan, S. (2021). *Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners*. Biomed Res Int, 2021, 1–2
12. An, H., Mickesh, G. J., Cho, D., & Sorensen, J. A. (2024). *Effect of finish line location and saliva contamination on the accuracy of crown finish line scanning*. J Prosthodont, 33(1), 86–94.
13. Angelone, F., Ponsiglione, A. M., Ricciardi, C., Cesarelli, G., Sansone, M., & Amato, F. (2023). *Diagnostic applications of intraoral scanners: a systematic review*. Journal of imaging, 9(7), 134.

14. Aragón, M. L. C., Pontes, L. F., Bichara, L. M., Flores-Mir, C., & Normando, D. (2016). *Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review*. *Eur J Orthod*, 38(4), 429–434.
15. Baghele, O. N., & Bezalwar, K. V. (2022). *A study to evaluate the prevalence of teeth without clinically detectable mucogingival junction*. *J Indian Soc Periodontol.*, 26(2), 162-168.
16. Boehm, S., Rues, S., Balzer, A., Rammelsberg, P., & Waldecker, M. (2025). *Effect of a calibration aid and the intraoral scanner on the registration of a partially edentulous maxilla: An in vitro study*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 133(2), 560-567.
17. Bortz, J., & Döring, N. (2006). *Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler* (4. überarb. Aufl.). Springer.
18. Bowers, G. M. (1963). *A study of the width of attached gingiva*. *The Journal of Periodontology*, 34(3), 201-209.
19. Braas, R., Eger, T., Gohr, J., Wörner, F., & Wolowski, A. (2019). *Orofaziale Funktionsstörung und posttraumatisches Belastungssyndrom*. *Der Nervenarzt*, 90(5), 503-508.
20. Button, H., Kois, J. C., Barmak, A. B., Zeitler, J. M., Rutkunas, V., & Revilla-León, M. (2024). *Scanning accuracy and scanning area discrepancies of intraoral digital scans acquired at varying scanning distances and angulations among 4 different intraoral scanners*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(5), 1044-1060.
21. Camardella, L. T., Breuning, H., & Vilella, O. d. V. (2017). *Accuracy and reproducibility of measurements on plaster models and digital models created using an intraoral scanner*. *J Orofac Orthop*, 78(3), 211-220.
22. Camci, H., & Salmanpour, F. (2020). *Effect of saliva isolation and intraoral light levels on performance of intraoral scanners*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 158(5), 759-766
23. Chen, Y., Zhai, Z., Li, H., Yamada, S., Matsuoka, T., Ono, S., & Nakano, T. (2022). *Influence of Liquid on the Tooth Surface on the Accuracy of Intraoral Scanners: An In Vitro Study*. *J Prosthodont*, 31(1), 59-64.
24. Christopoulou, I., Kaklamanos, E. G., Makrygiannakis, M. A., Bitsanis, I., & Tsolakis, A. I. (2022). *Patient-reported experiences and preferences with intraoral scanners: a systematic review*. *European Journal of Orthodontics*, 44(1), 56-65.
25. Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C. J., Feng, I. J., & Ercoli, C. (2016). *Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(2), 184-190.
26. Cicciù, M., Fiorillo, L., D'Amico, C., Gambino, D., Amantia, E. M., Laino, L., & Cervino, G. (2020). *3D digital impression systems compared with traditional techniques in dentistry: a recent data systematic review*. *Materials*, 13(8), 1982.
27. Cordaro, M., Sailer, I., Zarauz, C., Liu, X., & Karasan, D. (2023). *The Accuracy of Full-Arch Intraoral Optical Impressions (IOS): Clinical Pilot Study of the Influence of the Scan Strategy, Operator, and Intraoral Scanner*. *International Journal of Prosthodontics*, 36(6).

28. 3D Scantech. (2025). Blue Light or White Light 3D Scanners. [Webpage]. Abgerufen [06.08.2025], von <https://www.3d-scantech.com/de/blue-light-or-white-light-3d-scanners/>
29. 3Shape. (2017). *See 3Shape TRIOS 3 wireless insane speed in action* [Video]. YouTube. Abgerufen [14.03.2025], von <https://www.youtube.com/watch?v=C5jKnxEyrbU>
30. 3Shape. (2019). *TRIOS 3 Basic. xDEPOT*. [Webpage]. Abgerufen [10.04.2025], von <https://www.x-dentaldepot.com/en/intraoral-scanner/468-3shape-trios-3-basic.html>
31. 3Shape. (2025). How does an intraoral scanner work? [Webpage]. Abgerufen [21.04.2025], von <https://www.3shape.com/en-us/blog/digital-dentistry/how-intraoral-scanner-works>
32. Dritsas, K., Halazonetis, D., Ghamri, M., Sculean, A., Katsaros, C., & Gkantidis, N. (2023). *Accurate gingival recession quantification using 3D digital dental models*. *Clinical oral investigations*, 27(4), 1697-1705.
33. Ebeid, K., Salah, T., & Nossair, S. (2017). *Accuracy and reliability of intraoral scanners: are they the better option?* *Current Oral Health Reports*, 4, 209-214.
34. Eggmann, F., & Blatz, M. B. (2024). *Recent advances in intraoral scanners*. *Journal of Dental Research*, 103(13), 1349-1357.
35. El-Sharkawy, Y. H., & Elbasuney, S. (2022). *Non-invasive caries detection and delineation via novel laser-induced fluorescence with hyperspectral imaging*. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 40, 103186.
36. Ender, A., Zimmermann, M., Attin, T., & Mehl, A. (2016). *In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions*. *Clinical oral investigations*, 20(7), 1495-1504.
37. Ender, A., Zimmermann, M., & Mehl, A. (2019). *Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro*. *Int J Comput Dent*, 22(1), 11-19.
38. Eom, J. B., Eom, J., & Ahn, J. C. (2019). *Optical coherence tomography-based 3D intraoral scanner*. In *European Conference on Biomedical Optics* (p. 11078_74). Optica Publishing Group.
39. Ferrini, F., La Rocca, S., La Rocca, G., Speroni, S., Cantile, N., & Gastaldi, G. (2025). *Statistical evaluation of the learning curve in digital impression in different types of operators*. *Journal of Osseointegration*, 17(1), 23-33.
40. Fukazawa, S., Odaira, C., & Kondo, H. (2017). *Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners*. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(4), 450-459.
41. García, V. D. F., Freire, Y., Fernández, S. D., Murillo, B. T., & Sánchez, M. G. (2022). *Application of the intraoral scanner in the diagnosis of dental wear: An in vivo study of tooth wear analysis*. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(8), 4481.
42. Gkantidis, N., Dritsas, K., Ghamri, M., Halazonetis, D., & Sculean, A. (2024). *Methods for 3D evaluation and quantification of gingival recessions and gingival margin changes: Advancements from conventional techniques*. *Periodontology 2000*.

43. Gómez-Polo, M., Cascos, R., Ortega, R., Barmak, A. B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2023). *Influence of arch location and scanning pattern on the scanning accuracy, scanning time, and number of photograms of complete-arch intraoral digital implant scans*. *Clin Oral Implants Res*, 34(6), 591-601.
44. Güth, J. F., Edelhoff, D., Schweiger, J., & Keul, C. (2016). *A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro*. *Clin Oral Investig*, 20(7), 1487-94.
45. Guo, J., Lu, Y., Li, R., Zhou, K., Ge, R., Zhao, D., ... & Wang, Y. (2024). *Influence of repeated cut-off and rescanning on the trueness of the intraoral digital scans*. *Journal of Dentistry*, 150, 105153.
46. Hellwig, E., Klimek, J., & Attin, T. (2013). *Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie; mit 63 Tabellen*. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.
47. Henry Schein (2025) *TRIOS 3 Wired*. Technical Specifications [PDF]. [Webpage]. Abgerufen [14.05.2025], von https://henryschein.com.au/Documents/TRIOS%203_Technical%20Specifications%20EN.pdf
48. Holz, D., Ichim, A. E., Tombari, F., Rusu, R. B., & Behnke, S. (2015). Registration with the point cloud library: A modular framework for aligning in 3-D. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 22(4), 110-124.
49. Hoxie, A., Perumbedu, A., Patel, P., Xie, J., Mitchell, K., Broome, A., ... & Ribeiro, A. A. (2024). *Near-infrared imaging in orthodontic intraoral scanners for early interproximal caries detection*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 166(2), 138-147.
50. Hwang, H. H. M., Chou, C. W., Chen, Y. J., & Yao, C. C. J. (2018). *An overview of digital intraoral scanners: past, present and future-from an orthodontic perspective*. *Taiwanese Journal of Orthodontics*, 30(3), 3
51. Imburgia, M., Logozzo, S., Hauschild, U., Veronesi, G., Mangano, C., & Mangano, F. G. (2017). *Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study*. *BMC oral health*, 17, 1-13
52. International Organization for Standardization. (2023). *ISO 5725-1:2023 - Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Part 1: General principles and definitions* (2nd ed.).
53. Jain, S., Sayed, M. E., Khawaji, R. A. A., Hakami, G. A. J., Solan, E. H. M., Daish, M. A., ... & Mattoo, K. (2024). *Accuracy of 3 Intraoral Scanners in Recording Impressions for Full Arch Dental Implant-Supported Prosthesis: An In Vitro Study*. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 30, e946624.
54. Jennes, M.-E., Sachse, C., Flügge, T., Preissner, S., Heiland, M., & Nahles, S. (2021). *Gender- and age-related differences in the width of attached gingiva and clinical crown length in anterior teeth*. *BMC Oral Health*, 21, 287.
55. Jiang, Y., Long, H., Soo, S. Y., Mavani, H., Tew, I. M., & yeo Soo, S. (2024). *Accuracy of Complete-Arch Scans Obtained by Intraoral Scanner and Smartphone Three-*

- Dimensional Scanning Applications With Different Smartphone Position Setups: An In Vitro Study*. *Cureus*, 16(6).
56. Joda, T., & Brägger, U. (2015). *Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis*. *Clinical oral implants research*, 26(12), 1430-1435.
57. Jung, K., Giese-Kraft, K., Fischer, M., Schulze, K., Schlueter, N., & Ganss, C. (2022). *Visualization of dental plaque with a 3D-intraoral-scanner - A tool for whole mouth planimetry*. *PLoS One*, 17(10), e0276686.
58. Kanar, Ö., Tağtekin, D., & Korkut, B. (2024). *Accuracy of an intraoral scanner with near-infrared imaging feature in detection of interproximal caries of permanent teeth: An in vivo validation*. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(6), 845-857.
59. Karaduman, B., Sarp, S., & Yilmaz, M. (2023). *Compatibility of digital and analog methods in assessment of gingival zeniths*. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(7), 1162-1166.
60. Keeling, A., Wu, J., & Ferrari, M. (2017). *Confounding factors affecting the marginal quality of an intra-oral scan*. *Journal of Dentistry*, 59, 33-40.
61. Kernen, F., Brändle, D., Wagendorf, O., Recca, M., Mehrhof, J., Vach, K., ... & Flügge, T. (2023). *Enhancing intraoral scanner accuracy using scan aid for multiple implants in the edentulous arch: An in vivo study*. *Clinical oral implants research*, 34(8), 793-801.
62. Kihara, H., Hatakeyama, W., Komine, F., Takafuji, K., Takahashi, T., Yokota, J., & Kondo, H. (2020). *Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review*. *Journal of prosthodontic research*, 64(2), 109-113.
63. Kuralt, M., Cmok Kučič, A., Gašperšič, R., Grošelj, J., Knez, M., & Fidler, A. (2022). *Gingival shape analysis using surface curvature estimation of the intraoral scans*. *BMC Oral Health*, 22(1), 283.
64. Lang, N. P., & Lindhe, J. (2015). *Clinical periodontology and implant dentistry (6th ed.)*. Wiley Blackwell.
65. Lee, J.-S., Jeon, Y.-S., Strauss, F.-J., Jung, H.-I., & Gruber, R. (2020). *Digital scanning is more accurate than using a periodontal probe to measure the keratinized tissue width*. *Sci Rep*, 10(1), 3665.
66. Li, W., Li, L., Xu, W., Guo, Y., Xu, M., Huang, S., ... & Lin, J. (2025). *Identification of Gingival Inflammation Surface Image Features Using Intraoral Scanning and Deep Learning*. *International Dental Journal*.
67. Lim, H. C., Lee, J., Kang, D. Y., Cho, I. W., Shin, H. S., & Park, J. C. (2021). *Digital assessment of gingival dimensions of healthy periodontium*. *Journal of Clinical Medicine*, 10(8), 1550.
68. Lim, J. H., Park, J. M., Kim, M., Heo, S. J., & Myung, J. Y. (2018). *Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(2), 225-232.

69. Ma, J., Zhang, B., Song, H., Wu, D., & Song, T. (2023). *Accuracy of digital implant impressions obtained using intraoral scanners: a systematic review and meta-analysis of in vivo studies*. *International Journal of Implant Dentistry*, 9(1), 48.
70. Machado, A. C., Phillips, T. S., Zimmerman, R., Scaramucci, T., & Amaechi, B. T. (2022). *Monitoring erosive tooth wear with intraoral 3D scanner: A feasibility study*. *American journal of dentistry*, 35(1), 49-54.
71. Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). *Intraoral scanners in dentistry: a review of current literature*. *BMC Oral Health*, 17(1), S. 149.
72. Medina-Sotomayor, P., Pascual-Moscardó, A., & Camps, I. (2018). *Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions*. *J Clin Exp Dent*, 10(4), e361-e366.
73. Mehl, A., Reich, S., Beuer, F., & Güth, J. F. (2021). *Accuracy, trueness, and precision-a guideline for the evaluation of these basic values in digital dentistry*. *International Journal of Computerized Dentistry*, 24(4).
74. Michelinakis, G., Apostolakis, D., Tsagarakis, A., Kourakis, G., & Pavlakis, E. (2020). *A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study*. *J Prosthet Dent*, 124(5), 581–588.
75. Mörmann, W. H. (2006). *The evolution of the CEREC system*. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7S-13S.
76. Monje, A., & Salvi, G. E. (2024). *Diagnostic methods/parameters to monitor peri-implant conditions*. *Periodontol 2000*, 95(1), 20-39.
77. Mourouzis, P. (2025). *Critical methodological factors influencing the accuracy of intraoral scanners in digital dentistry research*. *Computers in Biology and Medicine*, 187, 109780.
78. Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). *Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner*. *Quintessence international*, 47(4).
79. Nalbantoğlu, A. M., & Yanık, D. (2023). *Revisiting the measurement of keratinized gingiva: a cross-sectional study comparing an intraoral scanner with clinical parameters*. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 53(5), 362.
80. Nguyen-Hieu, T., BD, H. T., & Do Thu, H. (2012). *Gingival recession associated with predisposing factors in young vietnamese: a pilot study*. *Oral health and dental management*, 11(3), 134-144.
81. Novac, A. C., Filip, V., Negruț, D., Moldovan, I., Pop, D. M., Tănase, A., ... & Sinescu, C. (2023). *Time assessment in classical vs digital impressions*. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*, 15(4), 1–2.
82. Ochoa-López, G., Cascos, R., Antonaya-Martín, J. L., Revilla-León, M., & Gómez-Polo, M. (2022). *Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans*. *J Dent*, 121:104138.
83. Orban, B. (1948). *Clinical and histologic study of the surface characteristics of gingiva*. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1(9), 827-841.

84. Ortensi, L., La Rosa, G. R. M., Ciletta, S., Grande, F., & Pedullà, E. (2024). *Evaluation of the accuracy of digital impressions with different scanning strategies: An in vitro study*. J Dent, 151, 105433.
85. Osman, R. B., & Alharbi, N. M. (2023). *Influence of scan technology on the accuracy and speed of intraoral scanning systems for the edentulous maxilla: An in vitro study*. J Prosthodont, 32(9), 821-828.
86. Osnes, C. A., Wu, J. H., Venezia, P., Ferrari, M., & Keeling, A. J. (2020). *Full arch precision of six intraoral scanners in vitro*. J Prosthodont Res, 64(1), 6–11.
87. Park, E. Y., Cho, H., Kang, S., Jeong, S., & Kim, E. K. (2022). *Caries detection with tooth surface segmentation on intraoral photographic images using deep learning*. BMC Oral Health, 22(1), 573.
88. Pitchika, V., Büttner, M., & Schwendicke, F. (2024). *Artificial intelligence and personalized diagnostics in periodontology: A narrative review*. Periodontology 2000, 95(1), 220-231.
89. Pozzi, A., Carosi, P., Gallucci, G. O., Nagy, K., Nardi, A., & Arcuri, L. (2023). *Accuracy of complete-arch digital implant impression with intraoral optical scanning and stereophotogrammetry: An in vivo prospective comparative study*. Clinical Oral Implants Research, 34(10), 1106-1117.
90. Prott, L. S. (2021). *Der Einfluss verschiedener Scanstrategien auf die Genauigkeit computergestützter optischer Abformungen: eine in vitro Untersuchung*. Doctoral dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breigau.
91. Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). *Dental Impression Materials and Techniques*. Dent Clin North Am, 61(4), 779-796.
92. Ramfjord, S. P. (1967). *The periodontal disease index (PDI)*. Journal of Periodontology, 38(6, Suppl), 602–610.
93. Rams, T. E., Oler, J., Listgarten, M. A., & Slots, J. (1993). *Utility of Ramfjord index teeth to assess periodontal disease progression in longitudinal studies*. Journal of clinical periodontology, 20(2), 147-150.
94. Rasaie, V., Abduo, J., & Hashemi, S. (2021). *Accuracy of intraoral scanners for recording the denture bearing areas: a systematic review*. Journal of Prosthodontics, 30(6), 520-539.
95. Renne, W., Ludlow, M., Fryml, J., Schurch, Z., Mennito, A., Kessler, R., & Lauer, A. (2017). *Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons*. J Prosthet Dent., 118(1), 36–42.
96. Resende, C. C. D., Barbosa, T. A. Q., Moura, G. F., Tavares, L. do N., Rizzante, F. A. P., George, F. M., Neves, F. D. das, & Mendonça, G. (2021). *Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans*. J Prosthet Dent, 125(2), 294-299.
97. Revilla-León, M., Gohil, A., Barmak, A. B., Gómez-Polo, M., Alonso Pérez-Barquero, J., Att, W., & Kois, J. C. (2023). *Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy*. J Prosthet Dent., 130(5), 755-760.

98. Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., ... & Ducret, M. (2017). *Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression*. Journal of healthcare engineering, 2017(1), 8427595.
99. Ring, M. E. (1997). *Geschichte der Zahnmedizin. Von den Anfängen bis zur Gegenwart* (J. Meidenbauer, Übers., 1. Aufl.). Koenemann Verlagsgesellschaft. (*Originaltitel Dentistry: An Illustrated History, 1985*)
100. Sadiq, A., Buti, J., Seymour, K., & Khan, F. R. (2023). *Evaluation of gingival biotype and recession following non-surgical periodontal treatment using 3-dimensional scan methods*. Journal of the Pakistan Medical Association, 73(9), 1878-1880.
101. Schlögl, K. (2024). *Pilotstudie zur Genauigkeit von digitalen Abformungen in Abhängigkeit vom verwendeten Intraoralscanner und der Scanstrategie*. (Doctoral dissertation, Imu).
102. Schmalzl, J., Róth, I., Borbély, J., Hermann, P., & Vecsei, B. (2023). *The impact of software updates on accuracy of intraoral scanners*. BMC Oral Health, 23(1), S. 1–2.
103. Schmidt, A., Klusmann, L., Wöstmann, B., & Schlenz, M. A. (2020). *Accuracy of digital and conventional full-arch impressions in patients: an update*. Journal of Clinical Medicine, 9(3), 688.
104. Schmidt, B. (2006). *Proof of principle studies*. Epilepsy research, 68(1), 48-52.
105. Selvaraj, A., Dinesh, S. S., Sivakumar, A., Arvind, T. R. P., Albar, D. H., Alshehri, A., ... & Patil, S. (2023). *Evaluation of scanning accuracy for two commercially available intraoral scanners in reproducing orthodontic bracket dimensions*. European Review for Medical & Pharmacological Sciences, 27(17).
106. Shining 3D. (2024). *EinScan HX – Hybrid Blue Laser & LED Light Source Handheld 3D Scanner*. [Webpage]. Abgerufen [06.08.2025], von <https://www.einscan.com/einscan-hx/>
107. Siqueira, R., Galli, M., Chen, Z., Mendonça, G., Meirelles, L., Wang, H. L., & Chan, H. L. (2021). *Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review*. Clinical oral investigations, 1-15.
108. Sindhu, J. S., Maiti, S., & Nallaswamy, D. (2023). *Comparative analysis on efficiency and accuracy of parallel confocal microscopy and three-dimensional in motion video with triangulation technology-based intraoral scanner under influence of moisture and mouth opening - A crossover clinical trial*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 23(3), 234-243.
109. Song, J., & Kim, M. (2020). *Accuracy on scanned images of full arch models with orthodontic brackets by various intraoral scanners in the presence of artificial saliva*. Biomed Res Int, 2020:2920804.
110. Sun, L., Lee, J. S., Choo, H. H., Hwang, H. S., & Lee, K. M. (2018). *Reproducibility of an intraoral scanner: A comparison between in-vivo and ex-vivo scans*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 154(2), 305-310.
111. Tahmaseb, A., Wismeijer, D., Coucke, W., & Derksen, W. (2014). *Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 29 (Suppl), 25-42.

112. Tawfik, M. H. A., El Torky, I. R., & El Sheikh, M. M. (2024). Effect of saliva on accuracy of digital dental implant transfer using two different materials of intraoral scan bodies with different exposed lengths. *BMC Oral Health*, 24(1), 1428.
113. Thißen, P., Mehr, M., Eger, T., Deschner, J., & Geyer, A. M. (2025). *Reproducibility of Digital Measurements on Soft and Hard Tissue*. *Oral Health & Preventive Dentistry*, 23, 183.
114. Unident Danmark. (2023). *3Shape TRIOS Product Catalogue 2023* [PDF].
115. Vág, J., Renne, W., Revell, G., Ludlow, M., Mennito, A., Teich, S. T., & Gutmacher, Z. (2021). *The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners*. *Quintessence international*, 52(7).
116. Vinayahalingam, S., Kempers, S., Schoep, J., Hsu, T. M. H., Moin, D. A., van Ginneken, B., ... & Xi, T. (2023). *Intra-oral scan segmentation using deep learning*. *BMC Oral Health*, 23(1), 643.
117. Vitai, V., Németh, A., Sólyom, E., Czumbel, L. M., Szabó, B., Fazekas, R., Gerber, G., Hegyi, P., Hermann, P., & Borbély, J. (2023). *Evaluation of the accuracy of intraoral scanners for complete-arch scanning: A systematic review and network meta-analysis*. *J Dent*, 137, 104636.
118. Wei, D., Di, P., Tian, J., Zhao, Y., & Lin, Y. (2020). *Evaluation of intraoral digital impressions for obtaining gingival contour in the esthetic zone: accuracy outcomes*. *Clinical Oral Investigations*, 24(4), 1401-1410.
119. Wu, M. T., Tang, S. X., Peng, L. Y., Han, Y. T., Su, Y. C., & Wang, X. (2021). Scan time and accuracy of full-arch scans with intraoral scanners: a comparative study on conditions of the intraoral head-simulator and the hand-held model. *Zhonghua kou Qiang yi xue za zhi= Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi= Chinese Journal of Stomatology*, 56(6), 570-575
120. Zarauz, C., Pradíes, G. J., Chebib, N., Dönmez, M. B., Karasan, D., & Sailer, I. (2023). *Influence of age, training, intraoral scanner, and software version on the scan accuracy of inexperienced operators*. *Journal of Prosthodontics*, 32(S2), 135-141.
121. Zhang, F., Suh, K. J., & Lee, K. M. (2016). *Validity of intraoral scans compared with plaster models: an in-vivo comparison of dental measurements and 3D surface analysis*. *PloS one*, 11(6), e0157713.
122. ZWP-Online. (2016). *Neues Diodenlasersystem im blauen Lichtspektrum*. [Webpage]. Abgerufen [06.08.2025], von <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/laserzahnmedizin/diodenlaser/neues-diodenlasersystem-im-blauen-lichtspektrum>

8 Danksagung

9 Tabellarischer Lebenslauf