

DISSERTATION

**Scangenaugigkeit eines einteiligen Zirkoniumdioxid-Implantats ohne
Scanbody**

**Scanning accuracy of a one-piece zirconia oral implant without a
scanbody**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Luisa Valentina Kohnen

Erstbetreuung: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer MME

Datum der Promotion: 30.06.2024

Vorwort

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in „Pieralli S, Spies BC, Kohlen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|------|
| Inhaltsverzeichnis | ii |
| Abbildungsverzeichnis | iv |
| Tabellenverzeichnis | vi |
| Abkürzungsverzeichnis | vi |
| Abstract (deutsch) | vii |
| Abstract (englisch) | viii |
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1. Klinische Relevanz von dentalen Implantaten | 1 |
| 1.2. Die Implantatabformung | 7 |
| 1.2.1. Konventionelle Implantat-Abformtechniken | 9 |
| 1.2.2. Digitalisierung von dentalen Implantaten | 11 |
| 1.3. Forschungsziel | 15 |
| 2. Material und Methodik | 17 |
| 2.1. Erfassung der Referenzdatensätze | 19 |
| 2.1.1. Digitale Modifikation der Referenzdatensätze | 21 |
| 2.2. Erfassung der Testdatensätze | 22 |
| 2.2.1. Digitale Modifikation der Testdatensätze | 23 |
| 2.2.2. Rekonstruktionsmodell | 25 |
| 2.2.3. Rekonstruktion des Implantatabutments | 26 |
| 2.3. Datenanalyse | 29 |
| 2.3.1. Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit | 29 |
| 2.3.2. Teil II: Vergleich der Scangenaugigkeit nach Abutmentrekonstruktion | 32 |
| 2.4. Statistische Analyse | 33 |
| 3. Ergebnisse | 34 |
| 3.1. Absolute Laterale Oberflächenabweichungen | 35 |
| 3.1.1. Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit | 36 |
| 3.1.2. Teil II: Vergleich der Scangenaugigkeit nach Abutmentrekonstruktion | 37 |
| 3.2. Absolute marginale Oberflächenabweichungen | 38 |
| 3.2.1. Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit | 38 |
| 3.2.2. Teil II: Vergleich der Scangenaugigkeit nach Abutmentrekonstruktion | 39 |
| 4. Diskussion | 40 |
| 4.1. Diskussion der Versuchsdurchführung | 40 |
| 4.1.1. Referenzdatensätze | 40 |

| | |
|--|----|
| 4.1.2. Testdatensätze | 42 |
| 4.1.3. Datenanalyse | 43 |
| 4.1.4. Statistische Analyse | 44 |
| 4.2. Diskussion der Ergebnisse | 45 |
| 4.3. Limitation der Arbeit | 46 |
| 4.4. Schlussfolgerung | 47 |
| 4.5. Ausblick | 48 |
| 5. Literaturverzeichnis | 49 |
| 6. Anhang | 66 |
| 6.1. Eidesstattliche Versicherung | 66 |
| 6.2. Anteilserklärung | 67 |
| 6.3. Lebenslauf | 69 |
| 6.4. Publikationsliste | 70 |
| 6.5. Danksagung | 71 |
| 6.6. Bescheinigung des akkreditierten Statistikers | 72 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 1: Darstellung dentaler Implantate..... | 2 |
| Abbildung 2: Darstellung der kristallographischen Phasentransformation des ZrO_2s | 4 |
| Abbildung 3: Darstellung der Transformationsverstärkung des 3 Mol.-Prozent-Yttrium-stabilisierten-tetragonalen-Zirkoniumdioxid-Polykristalls | 5 |
| Abbildung 4: Schematischer Vergleich zwischen konventionellem und digitalem Workflow der Implantatabformung | 9 |
| Abbildung 5: Schematische Darstellung der Transfermethode | 11 |
| Abbildung 6: Schematische Darstellung der Pick-up-Methode..... | 11 |
| Abbildung 7: Schematische Darstellung der digitalen Implantatabformung..... | 15 |
| Abbildung 8: Schematische Darstellung des klinischen Workflows einer digitalen computergestützten Implantatabformung ohne Scanbody | 16 |
| Abbildung 9: Schematische Übersicht Methodik Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit zwischen EP, ZI und TI..... | 18 |
| Abbildung 10: Schematische Übersicht Methodik Teil II: Genauigkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI..... | 18 |
| Abbildung 11: Schematische Darstellung der Testgruppen..... | 19 |
| Abbildung 12: Darstellung der geometrischen Maße des ceramic.implant, vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland | 20 |
| Abbildung 13: Studienmodell ANA-4, Frasco, Tettngang, Deutschland | 21 |
| Abbildung 14: Modifizierte Referenzdatensätze | 21 |
| Abbildung 15: Darstellung der Testgruppen..... | 22 |
| Abbildung 16: Vollständiger ZI-Scan..... | 23 |
| Abbildung 17: Simulation subgingivaler Insertion des ZI Abutments | 23 |
| Abbildung 18: Simulation subgingivaler Insertion und okklusaler Reduktion des ZI Abutments | 24 |
| Abbildung 19: Simulation subgingivaler insertion, okklusaler und lateraler Reduktion des ZI Abutments | 25 |
| Abbildung 20: Entwicklung der Rekonstruktionsmodelle..... | 26 |
| Abbildung 21: Darstellung der Rekonstruktion eines Teilscans von ZI mit dem Rekonstruktionsmodell für beschliffene ZI-Abutments..... | 27 |
| Abbildung 22: Schematische Darstellung der Testgruppen..... | 28 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 23: Darstellung des Vergleichs der Scangenaugigkeit zwischen dem Testdatensatz von ZI und dem Referenzdatensatz von ZI | 30 |
| Abbildung 24: Darstellung der 3D-Oberflächenvergleiche | 31 |
| Abbildung 25: Darstellung des Vergleichs der Scangenaugigkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI1 | 33 |
| Abbildung 26: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten lateralen Oberflächenabweichungen von EP, TI und ZI | 36 |
| Abbildung 27: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten lateralen Oberflächenabweichungen von EP, TI ,ZI, ZI ₁₋₄ | 37 |
| Abbildung 28: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten marginalen Oberflächenabweichungen von EP, TI und ZI | 38 |
| Abbildung 29: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten marginalen Oberflächenabweichungen von EP, TI, ZI, ZI ₁₋₄ | 39 |

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Absoluter Mittelwert, Standardabweichung (SD) und Konfidenzintervalle (CIs) der lateralen und marginalen Oberflächenabweichungen; für jede Testgruppe n = 13. 35

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------------------|--|
| CAD | Computer-aided-design |
| CAM | Computer-aided-manufacturing |
| ZI | einteiliges Zirkoniumdioxid-Implantat |
| TI | zweiteiliges Titanimplantat mit Scanbody |
| EP | Einzelzahnpräparation |
| T3 | Trios 3 |
| OC | Omnica |
| IOS | Intraoralscanner |
| ZrO ₂ | Zirkoniumdioxid |
| 3Y-TZP | Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales Zirkoniumdioxid-Polykristall |
| STL | Standard Tessellation Language |
| IAV | Implantat-Abutment-Verbindung |
| MANOVA | Multivariate Varianzanalyse |

Abstract (deutsch)

Zielstellung: Einteilige Zirkoniumdioxid-Implantate (ZI) könnten eine direkte digitale Abformung ohne Scanbody ermöglichen. Ziel dieser Studie war es daher die Genauigkeit von Intraoralscans von ZI mit Einzelzahnpräparationen (EP) und zweiteiligen Titan-Implantaten mit Scanbody (TI) zu vergleichen. Weiterhin sollte untersucht werden, ob bei partiellen ZI Scans eine fehlerfreie digitale Rekonstruktion der Implantatmorphologie möglich ist.

Material/Methoden: Ein Unterkiefermodell mit einem ZI in der Region des ersten Prämolaren rechts, einem TI in der Region des ersten Prämolaren links und einer EP in der Region des ersten Molaren rechts wurde n = 13-mal mit den Intraoralscannern Trios 3 (T3) und Omnicam (OC) gescannt sowie mit einem 3D-Modellscanner digitalisiert (Referenz). Das Implantatabutment des ZI wurde digital beschnitten, um drei klinische Situationen zu simulieren (ZI₁₋₄) (subgingivale Insertion, okklusal und lateral beschliffen). Im Anschluss wurden die unvollständigen Implantatanteile rekonstruiert und die marginalen und lateralen Abweichungen der rekonstruierten Implantatscans mit den Abweichungen von ZI TI und EP verglichen. Eine multifaktorielle Varianzanalyse mit Post-Hoc-Tukey-Tests wurde durchgeführt.

Ergebnisse: EP Scans zeigten eine positive und negative mittlere Oberflächenabweichung von lateral +41/-24 µm (T3) und +39/-22 µm (OC), sowie marginal +33/-15 µm (T3) und +36/-13 µm (OC). ZI Scans zeigten Abweichungen von lateral +47/-23 µm (T3) und +51/-19 µm (OC), sowie marginal von +48/-43 µm (T3) und +42/-34 µm (OC). TI Scans zeigten Abweichungen von lateral +47/-27 µm (T3) und +45/-24 µm (OC), sowie marginal +34/-46 µm (T3) und +37/-45 µm (OC). Die digitale Rekonstruktion von ZI führte zu keiner signifikanten Veränderung marginal ($p > 0,15$). Lateral zeigten sich signifikante Abweichungen zwischen den rekonstruierten Gruppen von ZI und ZI/ TI /EP ($p < 0,005$), die mit einer mittleren Oberflächenabweichung von max. +46/-80 µm klinisch vernachlässigbar sind. Die Wahl des Intraoralscanners zeigte keinen Einfluss auf die Richtigkeit der Scans ($p < 0,05$).

Schlussfolgerung: Ein einteiliges Zirkoniumdioxid-Implantat kann vergleichbar mit einem zweiteiligen Titanimplantat direkt und ohne Scanbody gescannt werden. Kann das Implantatabutment nicht vollständig erfasst werden, reichen partielle Scans der Abutmentoberfläche, um übrige Anteile digital zu rekonstruieren.

Abstract (englisch)

Objective/Aim: One-piece zirconia oral implants (ZI) could provide a direct digital impression without a scanbody. Therefore, the aim of this study was to compare the accuracy of intraoral scans of a ZI with a single tooth preparation (EP) and a two-piece titanium implant with a scanbody (TI). Furthermore, the aim was to investigate if a digital reconstruction of implant morphology is possible with partial ZI scans.

Material/Methods: A mandibular resin model with a ZI in the region of the first right premolar, a TI in the region of the first left premolar, and a ST in region of the first right molar was scanned $n = 13$ times each with two intraoral scanners (T3, OC) and digitized with a 3D model scanner (reference). The implant abutment of the ZI was digitally trimmed to simulate three clinical situations (ZI₁₋₄) (subgingival insertion, occlusal, and lateral trimming). The incomplete abutments were reconstructed and superimposed with the reference scan. The marginal and circumferential deviations of the reconstructed implant scans were compared with the deviations of ZI, TI and EP. This was followed by a MANOVA with post hoc Tukey tests.

Results: EP scans showed positive and negative mean surface deviations, circumferential $+41/-24 \mu\text{m}$ (T3) and $+39/-22 \mu\text{m}$ (OC), marginal $+33/-15 \mu\text{m}$ (T3) and $+36/-13 \mu\text{m}$ (OC). ZI scans showed circumferential deviations $+47/-23 \mu\text{m}$ (T3) and $+51/-19 \mu\text{m}$ (OC), marginal deviations $+48/-43 \mu\text{m}$ (T3) and $+42/-34 \mu\text{m}$ (OC). TI scans showed circumferential deviations of $+47/-27 \mu\text{m}$ (T3) and $+45/-24 \mu\text{m}$ (OC), and marginal deviations of $+34/-46 \mu\text{m}$ (T3) and $+37/-45 \mu\text{m}$ (OC). The digital reconstruction of ZI resulted in no significant marginal deviation ($p > 0.15$). There was a significant circumferential deviation between the reconstructed groups of ZI and ZI/EP/TI ($p < 0.005$), which was clinically acceptable with a mean surface deviation of max. $+46/-80 \mu\text{m}$. The choice of intraoral scanner showed no influence on the trueness of the scans ($p < 0.05$).

Conclusion: A one-piece ceramic implant can be scanned comparably to a two-piece titanium implant directly without a scanbody. If the abutment surface can not be scanned completely due to a subgingival position of the abutment shoulder or blood contamination, a partial scan of the abutment surface is sufficient to reconstruct remaining portions digitally.

1. Einleitung

1.1. Klinische Relevanz von dentalen Implantaten

Die Zahnärztliche Prothetik als Fachgebiet der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde befasst sich im weitesten Sinne mit den Auswirkungen des angeborenen oder erworbenen, teilweisen oder vollständigen Verlusts von Zähnen, Mundschleimhaut und Knochengewebe auf die Funktion des stomatognathen Systems. Im Besonderen beurteilt die Zahnärztliche Prothetik mithilfe diagnostischer Methodik, inwiefern therapeutisch, durch den Ersatz von verlorengangenen Gewebe mit alloplastischen Materialien, die Mundgesundheit, orale Funktionalität und Ästhetik wiederhergestellt werden kann. Dabei soll für den/die Patienten*in mehr Nutzen als Schaden entstehen. Weiterhin konzentriert sich die Zahnärztliche Prothetik mit dem Ergebnis der Veränderung dieser Bedingungen und ist diejenige Disziplin der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, die das meiste zahntechnische Know-how erfordert. Angesichts einer Verbesserung der allgemeinen Mundgesundheit und eines Rückgangs der unbezahnten Patienten*innen hat sich der Schwerpunkt der Prothetik von herausnehmbarem Zahnersatz zu feststehendem Zahnersatz verlagert, während implantatgetragene Versorgungen auf besonders großes Interesse stoßen. Ein weiterer Faktor, der zunehmend die prothetische Praxis beeinflusst, sind zum einen wachsende ästhetische Ansprüche und zum anderen das wachsende Bewusstsein der Patienten*innen für neuere und innovative Technologien und Behandlungsmethoden (1, 2).

Unter feststehendem Zahnersatz versteht man jede prothetische Versorgung zum Erhalt und/oder Ersatz von Zähnen und angrenzendem Gewebe, die fest auf Zähnen und/oder dentalen Implantaten verankert ist und vom/von der Patienten*in selbst nicht herausgenommen werden kann. Herausnehmbarer Zahnersatz hingegen ist zahntechnisch so konzipiert, um vom/von der Patienten*in selbst aus der Mundhöhle herausgenommen und gereinigt werden zu können.

Dentale Implantate sind alloplastische Materialien, die im Bereich des Kieferknochens inseriert werden und als Halteelemente für feststehenden und herausnehmbaren Zahnersatz dienen. Bei den sogenannten enossalen Implantaten ist das Implantat nach einer Vorbohrung in den Alveolarfortsatz durch seine rotationssymmetrische Form direkt im Knochen verankert. Unter bestimmten Voraussetzungen kann mit enossalen Implantaten im Rahmen der Einheilung in den Knochen eine sogenannte Osseointegration erreicht werden. Darunter verstehen Brånemark

und Kollegen „einen im lichtmikroskopischen Bereich sichtbaren direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantats“ (3). Dentale Implantate bzw. die durch eine Schraube im Innengewinde des Implantats auf ihnen befestigten Implantatpfeiler (Abutments) perforieren die Schleimhaut und stehen permanent mit der Mundhöhle in Verbindung (Abbildung 1).



Abbildung 1: Darstellung dentaler Implantate; a) Darstellung eines zweiteiligen Titanimplantats ; b) Darstellung eines einteiligen Zirkoniumdioxidimplantats; c) Darstellung eines zweiteiligen Zirkoniumdioxidimplantats, (mod. nach © Camlog, mod. nach © VITA Zahnfabrik)

Seit vier Jahrzehnten sind dentale Implantate eine besonders wichtige prothetische Versorgungsform in der zahnärztlichen Praxis (4). Das Goldstandardmaterial für die Herstellung von dentalen Implantaten ist kommerzielles Reintitan oder seine Legierungen, mit Überlebensraten von 93 % bis 95 % nach 10 Jahren, wenn sie eine festsitzende Versorgung tragen (5, 6). Neben den gut dokumentierten Vorteilen von Titan als Implantatmaterial, sind seine Nachteile eine mögliche Verfärbung des periimplantären Weichgewebes (7), eine mögliche Hypersensibilität (8) und eine diskutierte Periimplantitisentwicklung (9). Mit der Einführung von Titan-Implantaten wurden Aluminiumoxid-Implantate kommerzialisiert (10). Die Besorgnis hinsichtlich potentieller Implantatfrakturen führte jedoch dazu, dass Aluminiumoxid-Implantat-Systeme auf dem Markt nicht mehr erhältlich sind (11, 12). Aufgrund steigender ästhetischer Ansprüche und der diskutierten Auswirkung der Titanpartikel auf die Pathogenese des periimplantären Knochenverlusts (7-9) wurde ein alternatives

oxidkeramisches Material eingeführt. Seit 1998 wurde Zirkoniumdioxid (ZrO_2) durch seine überlegenen mechanischen Eigenschaften wie einer sehr hohen Biegefestigkeit (1200-1500 MPa), hoher Abriebfestigkeit, einer sehr guten Biokompatibilität, einem hohen Wärmeausdehnungskoeffizienten ($>10 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$), einer niedrigen Wärmeleitfähigkeit ($<1 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$) und einer hohen Thermoschockbeständigkeit ($\Delta T = 400\text{-}500 \text{ }^\circ\text{C}$) als Biomaterial für dentale Implantate eingesetzt (13-15). ZrO_2 weist das Phänomen der Allotropie auf. Dieser Mechanismus führt zu einer temperaturabhängigen Phasentransformation mit simultaner Volumenveränderung (Abbildung 2) in der Raumstruktur des Kristallgefüges, wodurch ZrO_2 -Gefüge immer durch die Zugabe von Additiven stabilisiert werden. ZrO_2 kann bei Umgebungsdruck drei kristallographische Formen annehmen. Sein Kristallgitter tritt je nach Temperatur in monokliner, tetragonaler und kubisch-raumzentrierter Modifikation auf (16). Beim Abkühlvorgang einer ZrO_2 -Schmelze ($2716 \text{ }^\circ\text{C}$) kristallisiert ab einer Temperatur von 2680°C zuerst die kubisch raumzentrierte Phase aus, welche sich dann bei 2370°C in die tetragonale Phase umwandelt. Bei einer Temperatur von 1170°C findet die martensitische Umwandlung in die monokline Phase mit einer charakteristischen Volumenzunahme von 4% statt, in der das ZrO_2 dann bei Raumtemperatur vorliegt. Diese sprunghafte Volumenzunahme führt jedoch zu hohen Spannungen und unerwünschten Rissbildungen im Gefüge und macht das Erhalten stabiler Sinterkeramiken schwierig. Durch die Dotierung mit Yttriumoxid wird je nach Art und Menge eine metastabile tetragonale oder kubisch-tetragonale Hochtemperaturmodifikation auch bei Raumtemperatur erreicht. Besonders die Stabilisierung der tetragonalen Phase führt zu herausragenden mechanischen Eigenschaften von ZrO_2 -Keramiken, wie z.B. hervorragende Biegefestigkeit und Risszähigkeit.

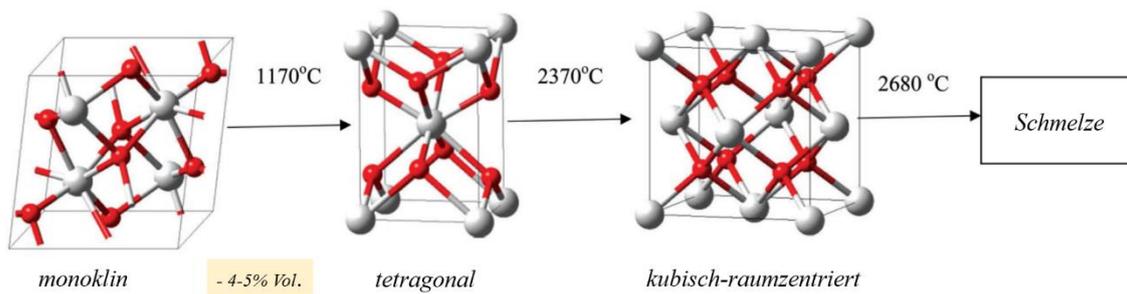


Abbildung 2: Darstellung der kristallographischen Phasentransformation des ZrO₂s

Die Abbildung stammt aus der Publikation “Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. Dalton Trans. 2016;45(48):19194-215.“ und wurde für die vorliegende Dissertation modifiziert (17).

Durch den klinischen Einsatz muss ZrO₂ Druck-, Zug-, Scher- und Schubspannungen, Torsionsbelastungen und hydrothermalen Kräften standhalten. Gegen Druckspannungen ist das ZrO₂ sehr resistent, allerdings sehr empfindlich gegenüber Zug- und Scherspannungen (18). Für die Herstellung von dentalen ZrO₂-Implantaten wird ein klassisches, mit 3 Mol-% Yttriumoxid-stabilisiertes ZrO₂-Polykristall (3Y-TZP) eingesetzt. Aufgrund seines feinen Gefüges (Korngröße < 3 µm) und der metastabilen tetragonalen Struktur zeichnet sich das 3Y-TZP durch hohe Biegefestigkeitswerte von 1200-1500 MPa mit eingeschränkter Transluzenz und einer Risszähigkeit von 7-10 MPa⁻¹ aus. Die Risszähigkeit wird als derjenige Widerstand definiert, den ein Werkstoff einer Kraft nach einem initialen Riss entgegensetzen kann, bis es zu einem Bruch kommt (19). Hintergrund dieser mechanischen Eigenschaften ist die Transformationsverstärkung (Abbildung 3). Durch Zugspannung bei mechanischer Belastung entstehen lokal feine Mikrorisse, welche an der Spitze eine spontane Phasentransformation von tetragonal nach monoklin auslösen (20). Das größere Volumen der entstehenden monoklinen Kristallform erzeugt lokale Druckspannungen an den Risspitzen. Dies führt dazu, dass das anschließende Risswachstum durch die Konzentration der Rissflanken gehemmt wird (16). Diese spannungsinduzierte Phasenumwandlung kann eine erhöhte Bruchfestigkeit der Keramik zur Folge haben (21). Abgesehen von diesem günstigen Effekt kann in der warmen und feuchten Umgebung der Mundhöhle eine ungewollte spontane Phasentransformation induziert werden (Niedertemperatur-Degradation) (22-24). Durch den Einbau von Wasser in das ZrO₂-Gitter wird die Energiebarriere für eine spontane Phasentransformation herabgesetzt. Dies führt

zu Mikrorissen und Rauheit in der Keramik und vermindert die Bruchfestigkeit (25, 26). Um die Stabilität der tetragonalen Kristallphase zu erhöhen, wird dem 3Y-TZP Aluminiumoxid zugefügt. Es entstehen Yttrium-stabilisierte tetragonale ZrO_2 -Polykristalle, dotiert mit Aluminiumoxid. Mit Aluminiumoxid dotierte ZrO_2 -Implantate zeigten in einer prospektiven klinischen Studie nach fünf Jahren Ergebnisse, die auf eine klinische Anwendbarkeit dieser Keramiksysteeme hinweisen (27).

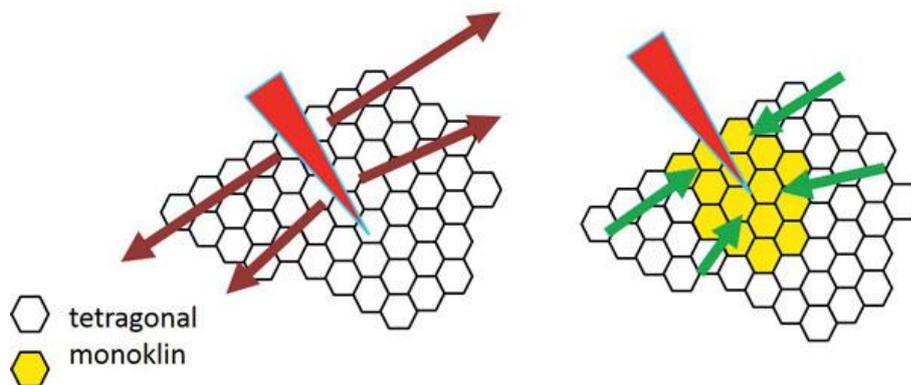


Abbildung 3: Darstellung der Transformationsverstärkung des 3 Mol.-%-Yttrium-stabilisierten-tetragonalen-Zirkoniumdioxid-Polykristalls

Die Abbildung stammt aus der Publikation „Rosentritt M. Alternative Zirkonoxidkeramik. Quintessenz Zahntech. 2016;42(6):729-30.“ (28).

Neben den Werkstoffeigenschaften ist auch das Design von ZrO_2 -Implantaten für den Langzeiterfolg von klinischer Bedeutung. Aus mechanischer Sicht sind einteilige Systeme (Abbildung 1b), bei denen das Abutment und der enossale Implantatanteil aus einer, nicht trennbaren Einheit bestehen (Monolith), zweiteiligen Systemen (Abbildung 1c) mit Abutment und Abutmentschraube in Bezug auf die Bruchfestigkeit überlegen (29, 30). Präklinische Studien an einteiligen ZrO_2 -Implantaten, die sich mit dessen Bruchfestigkeit befassen, zeigten im Allgemeinen, dass einteilige Implantatsysteme als bruchfester angesehen werden können als zweiteilige Systeme (29). Darüber hinaus deuten die Ergebnisse darauf hin, dass mit Aluminiumoxid dotierte einteilige Implantatsysteme bruchfester als einteilige 3Y-TZP-Implantatsysteme angesehen werden können (29). Aus biologischer Sicht ist der Erhalt des periimplantären Knochens einer der wichtigsten Faktoren für den langfristigen Erfolg einer implantatgetragenen Versorgung und abhängig von einer stabilen und sauberen Implantat-Abutment-Verbindung (IAV). Quantität und Qualität des periimplantären Knochens wirken sich nicht nur auf die Osseointegration des Implantats aus, sondern beeinflussen auch die Form und

Kontur des darüber liegenden Weichgewebes, die beide für das ästhetische Behandlungsergebnis von Bedeutung sind (31, 32). Auf einem einteiligen Keramikimplantat muss eine prothetische Versorgung immer zementiert werden, wobei Zementreste unentdeckt bleiben und zu periimplantären Entzündungen führen können (33). Des Weiteren ist der Austausch von prothetischen Versorgungen im Vergleich zu verschraubten Systemen schwieriger. Angesichts dessen scheinen zweiteilige Implantatsysteme, bei denen das Implantatabutment sowie die prothetische Versorgung auf dem Implantat verschraubt werden können, im Vergleich zum einteiligen System in der klinischen Anwendung aus prothetischer Sicht vorzuziehen zu sein. Außerdem bewiesen in-vitro-Studien die positive biologische Reaktion von Osteoblasten und osteoblastenähnlichen Zellen in Bezug auf Anheftung und Proliferation mit ähnlichen Ergebnissen wie bei Titan (34). Mehrere In-vivo-Studien zeigten eine hohe Biokompatibilität von ZrO₂-Implantaten und einen ausgezeichneten Grad der Osseointegration (35, 36). Wie bei Titan-Implantaten sind aufgeraute Oberflächen vorteilhaft zur Mikroretention für die Osseointegration (37). ZrO₂-Implantate mit verschiedenen Oberflächenmodifikationen (additiv durch Sintern einer porösen Keramiksicht, subtraktiv durch Sandstrahlen und/oder Säure-Ätzen, Oberflächenbeschichtung) können, was die Osseointegration betrifft, vergleichbar mit Titanimplantaten angesehen werden (38). Aufgrund seiner optischen Eigenschaften ist ZrO₂ sowohl als Implantatmaterial als auch für transmukosale Abutments von besonderem Interesse (39). Ein gräulicher Schimmer des Titans kann nicht immer vom Weichgewebe überdeckt werden, was vor allem im Frontzahnbereich zu ästhetischen Einschränkungen führt (40-42). Neben dem merklich verbesserten Erscheinungsbild des periimplantären Gewebes tragen ZrO₂-Oberflächen durch eine geringere Plaqueansammlung und Schleimhautadhäsion zur Prävention von periimplantären Erkrankungen bei (43-45).

Die ersten klinischen Studien zu einteiligen ZrO₂-Implantaten wurden 2006 vorgestellt (46, 47). Diese Studien waren jedoch retrospektiv oder schlossen nur eine begrenzte Anzahl von Patienten*innen ein. Seit 2010 wurden mehrere prospektive klinische Studien durchgeführt, die das Überleben der Implantate und den marginalen Knochenverlust untersuchten. Die meisten dieser Studien wurden mit einteiligen Implantaten durchgeführt, während nur wenige neu entwickelte zweiteilige Implantatsysteme berücksichtigten (48, 49). Dies könnte auf die technische Herausforderung von zweiteiligen Keramikimplantsystemen zurückzuführen sein (50). Im Rahmen einer systematischen Übersichtsarbeit von 2017 wurden insgesamt drei Meta-Analysen durchgeführt, eine zur Analyse des marginalen Knochenverlustes und zwei zur Analyse der Erfolgs- und Überlebensrate von ZrO₂-Implantaten. Anhand bestimmter

Einschlusskriterien wurden neun Studien gefiltert und einbezogen. Die Meta-Analyse zum 1-Jahres-Überleben ergab eine Erfolgsrate von 96 %. Die zweite Meta-Analyse, die sich auf eine Nachbeobachtungszeit von mehr als einem Jahr berechnete, erwartete einen Rückgang der Überlebensrate von 0,05 % pro Jahr. Der periimplantäre marginale Knochenverlust nach einem Jahr betrug in der dritten Meta-Analyse 0,79 mm (51). 2018 wurden in einer Meta-Analyse ähnliche klinische Ergebnisse von ZrO₂-Implantaten präsentiert. Einteilige (14 Studien) und zweiteilige ZrO₂-Implantate (4 Studien) wurden untersucht. Die Analysen ergaben 1- und 2 Jahresüberlebensraten von 98,3 % und 97,2 % und einen durchschnittlichen 1-Jahres-Knochenverlust von 0,7 mm (52). Eine weitere prospektive klinische Studie bewertete die Überlebensrate und den marginalen Knochenverlust von einteiligen ZrO₂-Implantaten nach 5 Jahren. Die kumulative Fünfjahres-Überlebensrate dieser Implantate betrug 94,3 % mit einem marginalen Knochenverlust von 0,81 mm nach fünf Jahren (27). Darüber hinaus wurden in einer aktuellen Studie Acht-Jahres Daten zu einteiligen ZrO₂-Implantaten veröffentlicht. In diesem Rahmen wurden 67 einteilige ZrO₂-Implantate bei 39 Patient*innen inseriert und prothetisch versorgt. Die Überlebensrate lag nach acht Jahren bei 100 % und die Erfolgsrate bei Sofortimplantation 94,7 % sowie bei Spätimplantationen bei 87,5 % (53). Des Weiteren zeigten Sofortimplantate einen signifikant geringeren periimplantären marginalen Knochenverlust im Vergleich zu spät inserierten Implantaten (53). Darauf basierend zeigen einteilige ZrO₂-Implantate gute Ergebnisse für den klinischen Einsatz.

1.2. Die Implantatabformung

Für die Herstellung eines zahn- oder implantatgetragenen Zahnersatzes müssen Form und Position von Zähnen und dentalen Implantaten in einem hochpräzisen und zuverlässigen Verfahren an das Dentallabor übertragen werden. Dies geschieht auf konventionellem Weg mithilfe einer Abformung oder auf digitalem Weg durch einen intraoralen Scan (Abbildung 4). Dabei ist die Herstellung einer genauen Abformung eine der wichtigsten und zeitaufwändigsten Prozeduren. Während dieses Vorgangs ist es entscheidend, die Reproduktion des intraoralen Zustands so präzise wie möglich sicherzustellen. Fehler oder Ungenauigkeiten im praktischen Workflow können weitreichende Folgen für die Funktion und Passung der definitiven Restauration haben. Jede Phase bei der Herstellung eines implantatgetragenen Zahnersatzes beeinflusst die Passung zwischen dentalen Implantaten und endgültigem Zahnersatz. Einer der kritischsten Schritte für den langfristigen Erfolg von implantatgetragenem Zahnersatz ist die

Genauigkeit bei der Abformung (75, 76), die beeinflusst wird von Faktoren wie dem Abformmaterial, der Implantatposition, der Implantatangulation und der Insertionstiefe (77-79). Hinsichtlich der Implantatabformung gibt es signifikante Unterschiede zwischen natürlichen Zähnen und dentalen Implantaten (54, 55). Die Qualität der Implantatabformung kann mittels der Genauigkeit quantifiziert werden. Der Begriff Genauigkeit wird definiert als eine „enge Übereinstimmung zwischen einem gemessenen und einem wahren Mengenwert einer Messgröße“ und bezieht sich sowohl auf die Richtigkeit als auch auf die Präzision eines Systems (56). Die Richtigkeit beschreibt die Abweichung der gescannten Daten von der Ursprungsgeometrie und die Präzision entspricht der Abweichung zwischen wiederholten Scans der gleichen Stichprobe (91-93). Die vorliegende Untersuchung konzentrierte sich auf die Richtigkeit als konstitutiven Faktor für eine genaue optische Übertragung der Implantatposition. Osseointegrierte dentale Implantate haben eine 10-fach geringere Eigenbeweglichkeit als natürliche Zähne, wodurch kleinere Ungenauigkeiten in der hergestellten Restauration nicht kompensiert werden können (57-59). Die Implantatabformung spielt daher eine Schlüsselrolle bei der Erzielung des sogenannten passiven Sitzes (60). Der passive Sitz kann nur gewährleistet werden, wenn die prothetische Restauration spannungsfrei eingesetzt werden kann, was eine sehr genaue Implantatabformung voraussetzt. Des Weiteren weisen natürliche Zähne eine individuelle Form, eine Präparationsgrenze am Rand und ein marginales Profil auf. Um einen genauen Abdruck der subgingivalen Bereiche zu erhalten, sind Methoden zur Verdrängung der Gingiva wie zum Beispiel Retraktionsfäden erforderlich (61). Diese Verfahren sind sowohl zeitaufwendig für die Kliniker als auch unangenehm für die Patienten*innen (62, 63). Im Gegensatz dazu weist die IAV eines dentalen Implantats eine standardisierte Geometrie auf. Für die spätere Herstellung der Restaurationen werden im Labor Implantatreplikate mit identischer IAV verwendet (64).

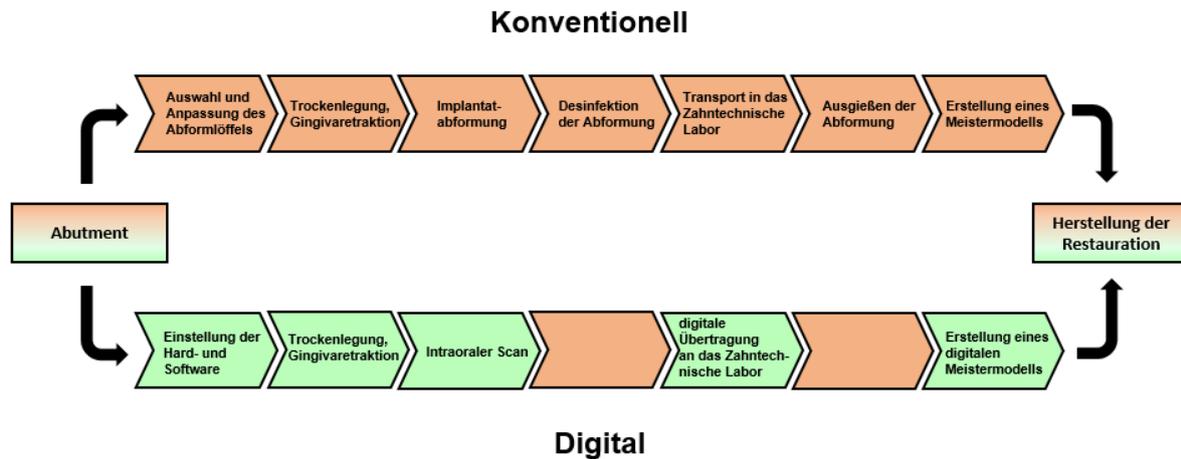


Abbildung 4: Schematischer Vergleich zwischen konventionellem und digitalem Workflow der Implantatabformung

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

1.2.1. Konventionelle Implantat-Abformtechniken

Die konventionelle Abformung ist der Herstellungsprozess einer Negativform der Zähne, Implantate und der Mundschleimhaut, in die Gips oder andere Stumpfmateriale verarbeitet werden können, um eine funktionelle Analogform zu erstellen. Um die exakte intraorale Position eines Implantats in einem konventionellen Arbeitsablauf zu übertragen, wird ein Abformkappchen mit genauer IAV auf das Implantat geschraubt. Bei der geschlossenen Implantat-Abformtechnik (Repositionstechnik) verbleibt nach dem Abbinden und der Entnahme des geschlossenen Löffels aus der Mundhöhle eine auf dem Abformkappchen angebrachte Transferkappe im Abformmaterial (65) (Abbildung 5). Dies ermöglicht die Repositionierung des Abformkappchens mit einem aufgesetzten Laborreplikat des Implantats vor dem Ausgießen. Bei Anwendung der offenen Implantatabformung (Pick-up-Methode) muss die Pfeilerschraube eines Abformpfostens nach Abbinden des Abformmaterials durch einen perforierten Abformlöffel gelöst werden, sodass der Abformpfosten im Abformmaterial „fixiert“ werden kann (66) (Abbildung 6). Die Übertragung der Implantatposition erfolgt über die Fixierung des Laborreplikats mit der Pfeilerschraube vor dem Ausgießen der Abformung. Das Verschrauben eines Abformpfostens setzt ein zweiteiliges Implantatsystem voraus, wobei die Transfermethode sowohl bei zweiteiligen als auch bei einteiligen Implantatsystemen

Anwendung findet. Um dennoch die Vorteile des digitalen Workflows zur Fertigung des implantatgetragenen Zahnersatzes zu nutzen, können die Gipsabdrücke mit Implantatreplikate mit einem optischen Modell-Scanner digitalisiert werden. In diesem Fall wird die Implantatposition durch eine konventionelle Implantatabformung aus dem Mund auf ein Gipsmodell übertragen und ein Scanbody wird mit dem Implantatreplikate im Gipsmodell verbunden, das Modell wird anschließend in einem Modellscanner platziert und optisch erfasst (67-70). Da der bei implantatgetragenen Suprastrukturen geforderte passive Sitz nur marginale Abweichungen zulässt (71-73), wird empfohlen, Abformpfosten bei mehreren benachbarten Implantaten intraoral zu verblocken, um das Risiko von Diskrepanzen durch Verformung des Abformmaterials zu minimieren (74-76). Die Mehrheit der in-vitro-Untersuchungen bestätigte einen Nutzen von verblockten Abdruckpfosten teil- und unbezahnten Patienten*innen im Falle von ≥ 4 Implantaten (77). Zwischen der offenen und geschlossenen Implantatabformung werden in der Literatur keine signifikanten Unterschiede beschrieben (78). Die am häufigsten verwendeten Implantat-Abformmaterialien sind Polyether und Vinylpolysiloxan, wobei es keine signifikanten Unterschiede in der Genauigkeit der Abformung gibt, wenn Polyether oder Polyvinylsiloxan als Abformmaterial verwendet wird (76). Auch wenn die konventionelle Abformtechnik zu einer genauen Übertragung der Implantatposition führt, sind systemimmanente Fehler wie die Schrumpfung von Abformmaterialien oder die Expansion von Gipsmodellen unvermeidbar und die Möglichkeiten der digitalen Abformungen rücken zunehmend in den Vordergrund.

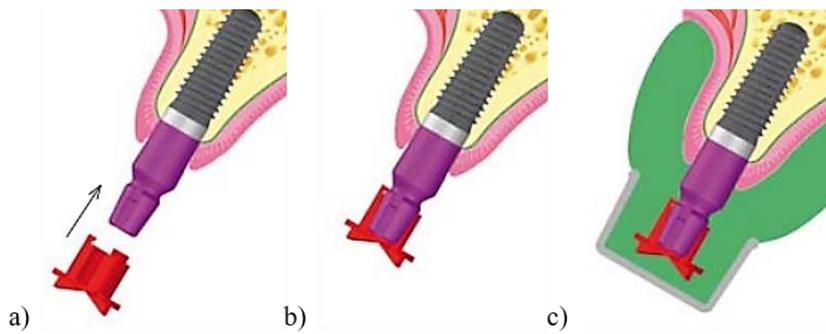


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Transfermethode (mod. nach © Camlog); a) Fixierung der Repositionshilfen über Führungsrillen; b) Kontrolle des korrekten Sitzes der Repositionshilfen; c) Abformung mit Silikon oder Polyether Material, nach Entnahme verbleiben die Repositionshilfen in der Abformung

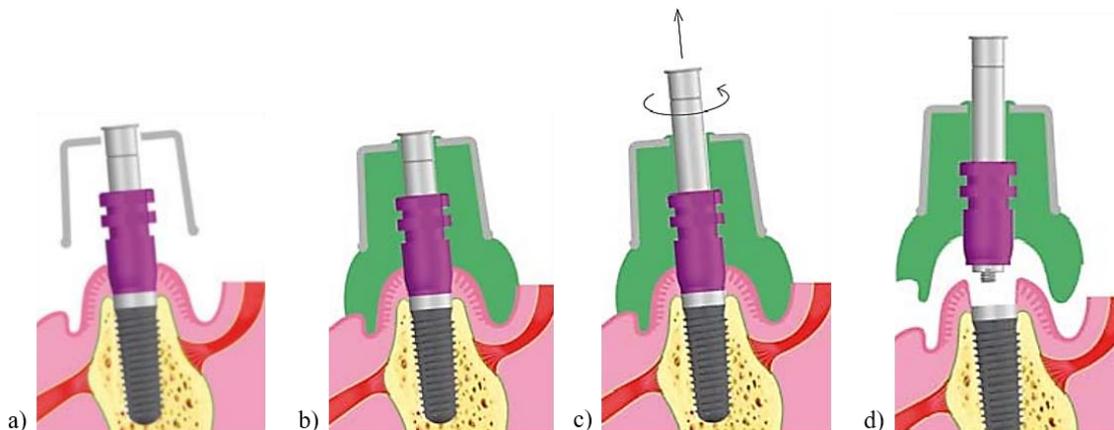


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Pick-up-Methode (mod. nach © Camlog); a) Überprüfung des offen gestalteten Abformlöffels auf exakte Passung; b) Abformung mit Silikon oder Polyether Material; c) Lösen der Halteschraube; d) Entnahme der Abformung

1.2.2. Digitalisierung von dentalen Implantaten

Die meisten Dentalunternehmen, wie Zahnarztpraxen und zahntechnische Labore, nutzen die computer-aided-design/computer-aided-manufacturing (CAD/CAM) -Technologie, um computergestützte Restaurationen zu fertigen. Das CAD/CAM-Verfahren bietet

Dentalunternehmen viele Vorteile. Diese umfassen den Zugang zu industriell vorgefertigten und kontrollierten Hochleistungsmaterialien, die Steigerung der Qualität und Reproduzierbarkeit in Form von vereinfachter Datenspeicherung einer standardisierten Produktionskette, eine Optimierung der Restaurationsplanung und Präzision sowie eine Steigerung der wirtschaftlichen Effizienz (79). Derzeitig finden in der zahnärztlichen Praxis folgende digitale Technologien Anwendung. In der Implantatprothetik sind die dreidimensionale diagnostische Bildgebung und die damit verbundene digitale Planung der Implantatposition, die bohrschablonengeführte Implantatinserterion und die darauffolgende digitale Implantatabformung unter Verwendung eines Intraoralscanners (IOS) etabliert. Es folgen computergestütztes Design sowie die Fertigung (CAD/CAM) von provisorischen und definitiven Implantataufbauten (80-86). Die Digitalisierung dentaler Implantate ist somit ein Teil eines digitalen zahnärztlichen und zahntechnischen Arbeitsablaufs und basiert auf der Aufnahme von Bildern zur Übertragung der intraoralen Implantatposition auf ein virtuelles dreidimensionales Modell in Form eines STL-Datensatzes (Standard Tessellation Language) (87), wodurch unter anderem die Verzerrung von Abformmaterialien und somit die Fehlerübertragung von konventionellen Abformungen sowie die Herstellung und Lagerung von Gipsmodellen vermieden wird (88). Dieses Verfahren ermöglicht die gleichzeitige dreidimensionale Visualisierung des interessierenden Bereichs (88) und bietet den Patienten*innen zusätzlich eine komfortablere Behandlung im Vergleich zu den herkömmlichen konventionellen Abformungen (89), da bei einem Intraoralscan Komplikationen wie beispielsweise ein Würgereiz oder Geschmacksirritationen vermieden werden (90). Darüber hinaus bietet der Einsatz eines Intraoralscanners eine reduzierte Bearbeitungszeit und verbessert durch das Einsparen von Zeit und Kosten die klinische Effizienz (91). Die auf dem Markt erhältlichen Intraoralen Scansysteme unterscheiden sich kaum hinsichtlich ihrer Anwendung. Vom Hersteller wird meist eine Scanstrategie vorgegeben, um einen Genauigkeitsgewinn beim Scanvorgang zu erzielen. Unter einer Scanstrategie versteht man ein bestimmtes Bewegungsmuster, bei dem der Scanner über die zu untersuchenden intraoralen Bereiche geführt wird. Intraorale Scansysteme verwenden drei Haupttechnologien: aktive Triangulation, konfokale Mikroskopie, oder Stereovermessung. Diese basieren prinzipiell auf der Projektion und Brechung von Lichtstrahlen oder Lichtmustern auf einer geometrischen Oberfläche und deren Erfassung über ein Kamerasystem. Die daraus resultierenden Einzelbilder werden anschließend zusammengelagert, indem einander entsprechende Bereiche überlagert werden (Matching), was zur Darstellung des gesamten Scanobjekts führt.

Laut einer Delphi-Studie wird erwartet, dass die intraorale Digitalisierung von Implantaten, gefolgt von der computergestützten Konstruktion und Fertigung (CAD/CAM) einer implantatgestützten Restaurationen in einem vollständig digitalen Arbeitsablauf, die konventionellen Techniken innerhalb des nächsten Jahrzehnts ersetzen wird (2). Zur Digitalisierung von zweiteiligen Standard-Implantaten wird ein als Referenzgeometrie verwendeter Scankörper auf das Implantat geschraubt („virtuelles Abdruckkappchen“) und seine Position mit einem IOS erfasst (Abbildung 7) (68). Eine in-vitro-Untersuchung konnte den Einfluss sowohl der Scanstrategie als auch der Geometrie der Scankörper auf die Genauigkeit des Digitalisierungsprozesses nachweisen (92). Dabei hängt die Passung der endgültigen Restauration, unabhängig vom System, von der Genauigkeit des vorangegangenen intraoralen Scans ab. Bei der Verwendung von einteiligen ZrO₂-Implantaten ist eine prothetisch orientierte Implantatpositionierung obligatorisch, um spätere intraorale Anpassungen des Abutmentteils aus prothetischen Gründen (z. B. Einschubrichtung) zu verhindern, die den gesamten Implantat-Restaurationskomplex schwächen könnten (29, 93). Dennoch können anatomische Einschränkungen, wie z. B. eine geringe vertikale Dimension des Alveolarknochens, eine Reduktion des Abutments sowohl in der Vertikalen als auch in der Horizontalen erforderlich machen. Eine intraorale Anpassung des Abutments ist besonders in der ästhetischen Zone aufgrund divergierender Angulation des Knochens und anteriorer Rekonstruktionen relevant (94). Vergleichbar mit natürlichen Zähnen können Retraktionsfäden erforderlich sein, um die Implantatschulter für eine digitale Implantatabformung freizulegen (95), während das Vorhandensein von Blut oder Speichel sowie zu tief inserierte Implantate den Prozess komplizieren können und somit die Genauigkeit des Digitalisierungsprozesses beeinflussen. Die derzeit verfügbare Literatur zur Genauigkeit digitaler Implantatabformungen beschreibt vielversprechende Ergebnisse (96-98). Insbesondere zeigen Teilkieferscans gleichwertige oder sogar höhere Genauigkeitswerte als die konventionelle Abformung (99).

Im Rahmen der oralen Rehabilitation von teil- und unbezahnten Patienten*innen mit herausnehmbarem oder festsitzendem implantatgetragendem Zahnersatz werden für die Indikation von mehreren benachbarten Implantaten immer häufiger digitale Ganzkieferscans verwendet, um einen vollständigen digitalen zahntechnischen Arbeitsablauf zu ermöglichen (100, 101). Die Genauigkeit des Scans beeinflusst maßgeblich den passiven Sitz der prothetischen Restauration, welcher von großer Bedeutung für den Erfolg der Behandlung ist. Bei implantatgetragenen Versorgungen sind Diskrepanzen aufgrund der starren Osseointegration der Implantate besonders nachteilig. Diese Diskrepanzen können sowohl zu mechanischen als auch zu biologischen Komplikationen führen. Bei zweiteiligen

Implantatsystemen besteht die Gefahr einer stressbedingten Schraubenlockerung sowie Frakturen der Schraube, Abutmentfraktur oder sogar Implantatfraktur (102-105). Biologische Komplikationen wie Mukositis, Periimplantitis (106-108) und Implantatverluste durch unsachgemäße Belastung wurden ebenfalls in der Literatur diskutiert (109). Bei einteiligen ZrO₂-Implantaten kann die Angulation des Abutments lediglich durch die Gesamtangulation des Implantats oder durch nachträgliches Beschleifen des Abutments eingestellt werden. Die prothetisch orientierte Implantatpositionierung und Implantatabformung müssen daher umso genauer sein, um Implantatverluste durch Implantatfraktur oder Periimplantitis zu vermeiden. Sowohl bei unbezahnten als auch bei teilbezahnten Patienten*innen ist die konventionelle Pick-up-Technik mit einem perforierten Abformlöffel und verblockten Implantatabformpfosten der derzeitige Standard in der implantatgetragenen Teil- und Totalprothetik (72, 76, 78, 110). Die Digitalisierung von benachbarten Implantaten mit einem intraoralen Scansystem ist vor allem bei unbezahnten Patienten*innen aufgrund des Fehlens von anatomischen Strukturen, wie beispielsweise von Zähnen, welche als Orientierungspunkte dienen, ein sehr techniksensibles Verfahren (111-113). Für einen vollständigen digitalen Arbeitsablauf ist die Verwendung eines IOS jedoch unerlässlich, denn die resultierenden STL-Datensätze werden bei der Herstellung von provisorischen Prothesenprototypen verwendet, welche die gleichzeitige Bewertung der Genauigkeit einer Abformung und der ästhetischen und funktionellen Parameter vor der endgültigen Herstellung eines Sekundärgerüsts der definitiven implantatgetragenen Teil- oder Totalprothesen ermöglichen (112, 114). In verschiedenen Studien wurde die Genauigkeit von Implantatsscans des teil- und unbezahnten Kiefers untersucht. Die Mehrheit dieser Studien hat in-vitro gezeigt, dass Quadrantenscans eine vergleichbare Genauigkeit wie konventionelle Abformungen aufweisen, Ganzkieferscans jedoch immer noch eine Herausforderung darstellen (72, 115-118). Insbesondere zeigte eine aktuelle Untersuchung, dass eine Verblockung von Scanbodies die Gesamtgenauigkeit des Ganzkieferscans signifikant verbessert (119). Für die klinische Anwendung sind die Genauigkeitswerte der digitalen Implantat-Abformungen im teil- oder unbezahnten Kiefer bisher nicht ausreichend (115). Die Genauigkeitswerte von Ganzkieferscans können in Abhängigkeit des Implantatabstands, dem Typ des Intraoral-scanners sowie der Erfahrung des Behandlers stark variieren. Implantatangulation, Implantatverbindung sowie Implantattiefe scheinen in-vivo keinen Einfluss auf die Scangenauigkeit zu haben (120). Des Weiteren wurde in der Literatur der Einfluss der Scanner-Hard- und Software auf die Genauigkeit digitaler Implantatabformungen nachgewiesen (121). Es wurde festgestellt, dass neuere Hardware-Geräte oder Software-Versionen der Scanner zu genaueren Ergebnissen führen können (97, 122). Weitere in-vivo-Studien sind erforderlich, um

die Genauigkeit von Ganzkieferscans unter verschiedenen klinischen Bedingungen zu validieren.



Abbildung 7: Schematische Darstellung der digitalen Implantatabformung (mod. nach © Camlog, mod. nach © Dently Sirona)

1.3. Forschungsziel

Bei der Digitalisierung eines einteiligen ZrO_2 -Implantats kann das Implantabutment selbst als Referenzgeometrie für die Rekonstruktion dienen, wodurch die Notwendigkeit zusätzlicher Scankörper vermieden werden kann. Darüber hinaus könnte bei unvollständigen Scans eine virtuelle Rekonstruktion fehlender Abutmentanteile auf der Grundlage einer bekannten Geometrie des standardisierten Abutments möglich sein (Abbildung 8). Daher konzentrierte sich diese in-vitro-Studie auf zwei Aspekte: 1) die Genauigkeit der digitalen Abformung mit uneingeschränkter Freilegung des Abutments eines einteiligen ZrO_2 -Implantats (ZI) und 2) die Möglichkeit, fehlende Teile eines teilweise digitalisierten Abutments im Falle einer klinisch kompromittierten Situation virtuell zu rekonstruieren. Eine Einzelzahn-Präparation (EP) und ein zweiteiliges Titan-Implantat mit Scankörper (TI) dienten als Vergleichsreferenz.

Die Nullhypothese ging davon aus, dass zwischen digitalen Abformungen von EP, TI, ZI und virtuell rekonstruierten Scans von ZI kein Unterschied in Bezug auf die Richtigkeit besteht.

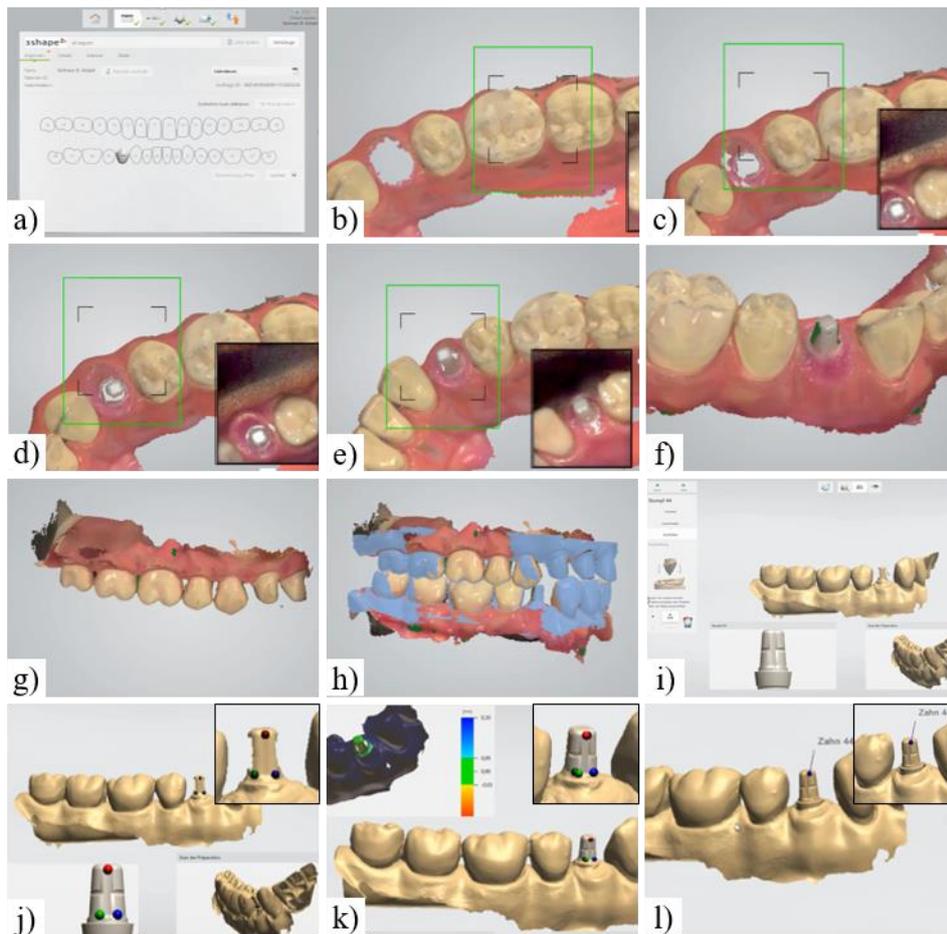


Abbildung 8: Schematische Darstellung des klinischen Workflows einer digitalen computergestützten Implantatabformung ohne Scanbody; a) Auswahl der zu rekonstruierenden Region; b) Intraoraler Pre-Scan, präoperativ; c) Intraoralscan des ZI-Abutments, postoperativ; d)) Intraoralscan des ZI-Abutments, postoperativ; e) Intraoralscan des ZI-Abutments, postoperativ; f) Intraoralscan des ZI-Abutments, postoperativ; g) Intraoralscan des Gegenkiefers; h) Digitale Bissregistration; i) Import des Datensatzes in eine 3D-Dental-Designer-Software; j) des ZI-Abutmentscans mit dem Rekonstruktionsmodell, basierend auf Standardgeometrie des ZI-Abutments; k) Überlagerung des ZI-Abutmentscans mit dem Rekonstruktionsmodell basierend auf Standardgeometrie des ZI- Abutments; l) Rekonstruiertes ZI-Abutment

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

2. Material und Methodik

Das methodische Vorgehen der vorliegenden Arbeit wurde in zwei Teile untergliedert.

In **Teil I** der Methodik (Abbildung 9) wurden von ZI, EP und TI mit zwei Digitalisierungssystemen je 13 Scans durchgeführt. Insgesamt 26 Scans von ZI, EP und TI wurden im STL-Format exportiert und anschließend virtuell zurechtgeschnitten. Daraus ergaben sich 78 Datensätze und die ersten drei Testgruppen ZI, EP und TI (= vollständiger ZI-Scan, vollständiger EP-Scan und vollständiger TI-Scan).

In **Teil II** der Methodik (Abbildung 10) wurden die 26 ZI-Scans dupliziert. Das ZI Implantatabutment wurde virtuell modifiziert, um drei partielle Scans des ZI Abutments zu simulieren. Daraus resultierten drei virtuelle Modelle, welche drei klinische Situationen simulieren sollten. Es wurde eine subgingivale Insertion des ZI-Abutments, eine okklusale und eine laterale Reduktion des ZI-Abutments simuliert. Zur Wiederherstellung der Abutmentmorphologie wurden auf Grundlage der bekannten Abutmentgeometrie des ZI-Abutments zwei Rekonstruktionsmodelle in Form von zwei STL-Datensätzen entwickelt. Im Anschluss wurden ein vollständiger ZI-Scan (ZI_1) sowie die drei partiellen ZI-Scans (ZI_{2-4}) mit einem Rekonstruktionsmodell übereinander gelagert, um so die fehlenden Abutmentanteile zu vervollständigen und die Abutmentmorphologie wiederherzustellen. Die STL-Datensätze der partiellen ZI-Scans und die STL-Datensätze der Rekonstruktionsmodelle wurden hierfür in der Inspektionssoftware Geomagic Control X übereinander gelagert. Zur Registrierung der Flächen wurde ein individueller Ausrichtungsalgorithmus zur Ausrichtung des CAD-Rekonstruktionsmodells auf dem Teilscan von ZI in Kombination mit einem Bestfit-Algorithmus verwendet. Dabei wurde die SOLL-Oberfläche des CAD-Rekonstruktionsmodells bestmöglich der gemessenen IST-Oberfläche angenähert.

Es resultierten insgesamt sieben Testgruppen. Die sieben Testgruppen setzten sich aus drei vollständigen Scans von ZI, TI und EP, einem vollständigen rekonstruierten ZI-Scan und drei partiellen rekonstruierten ZI-Scans zusammen (Abbildung 11). Die Testdatensätze der sieben Testgruppen wurden mit einem Referenzscan überlagert, um die Oberflächenabweichungen im marginalen und lateralen Anteil des ZI-Abutments zu messen. In **Teil I** der Methodik (Abbildung 9) wurden die Testgruppen ZI, EP und TI miteinander verglichen. In **Teil II** (Abbildung 10) wurden die virtuell rekonstruierten ZI-Scans mit dem vollständigen ZI Scan verglichen.

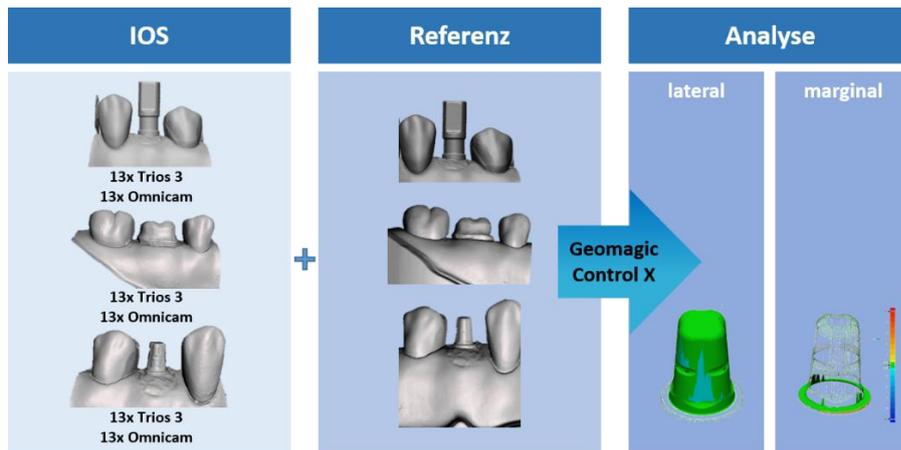


Abbildung 9: Schematische Übersicht Methodik Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit zwischen EP, ZI und TI

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.



Abbildung 10: Schematische Übersicht Methodik Teil II: Genauigkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

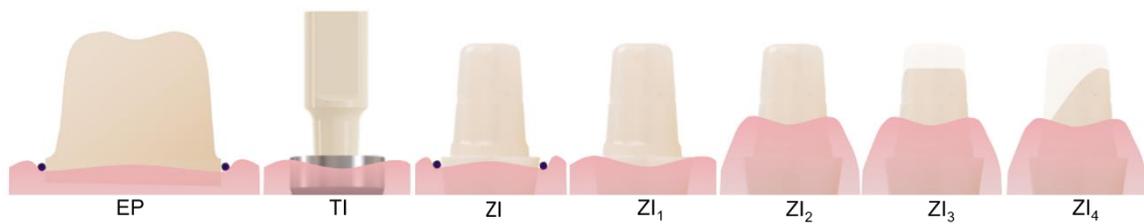


Abbildung 11: Schematische Darstellung der Testgruppen

EP = Einzelzahnpräparation,

TI = Titan-Implantat mit Scanbody

ZI = Vollständiger Implantatscan von ZI

ZI₁ = Vollständiger Implantatscan, und Übereinanderlagerung mit Rekonstruktionsmodell

ZI₂ = Partieller Implantatscan nach subgingivaler Implantatinsertion und Übereinanderlagerung mit modifiziertem Rekonstruktionsmodell

ZI₃ = Partieller Implantatscan nach subgingivaler Implantatinsertion, okklusaler Abutment-Reduktion und Übereinanderlagerung mit modifiziertem Rekonstruktionsmodell

ZI₄ = Partieller Implantatscan nach subgingivaler Implantatinsertion, okklusaler und Abutment-Reduktion, lateraler Ansträgung des Abutments und Übereinanderlagerung mit modifiziertem Rekonstruktionsmodell

Die Abbildung wurde für die Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ erstellt (123).

2.1. Erfassung der Referenzdatensätze

Für die Studie wurde ein Modell des Unterkiefers (ANA-4, Frasco, Tettang, Deutschland) als Halterung für die Proben verwendet (Abbildung 13). Ein einteiliges enossales ZI (Abbildung 12) mit einer intraossalen Länge von 10,0 mm, einem Durchmesser von 4,0 mm, einem transgingivalen Anteil von 2,0 mm Höhe und einem Abutment mit 4,5 mm Höhe und 4° Konizität (ceramic.implant, vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) wurde im vierten Quadranten in der Region des zweiten Prämolaren inseriert. Ein zweiteiliges enossales TI (3,8 x 9,0 mm, CAMLOG® SCREW-LINE, Camlog, Basel, Schweiz) wurde

kontralateral im dritten Quadranten in der Region des zweiten Prämolaren inseriert und mit einem Scanbody verschraubt. Zusätzlich wurde ein humaner erster Molar (46 ex vitro) mit einer leichten Hohlkehlpräparation von 0,8 mm, 1,0 mm zirkulärem und 1,5 mm okklusalem Abtrag versehen und in der Region des ersten Molars des vierten Quadranten platziert. Ein A-Silikon diente als Befestigungsmaterial der Proben im Modell und simulierte gleichzeitig den marginalen Verlauf der Gingiva. Um den Referenzdatensatz zu erhalten, wurde das Modell in einem Blaulicht-3D-LED-Desktopscanner (D2000, 3shape, Kopenhagen, Dänemark) mit einer Präzision von 5µm/8µm (ISO12836/implant) digitalisiert.

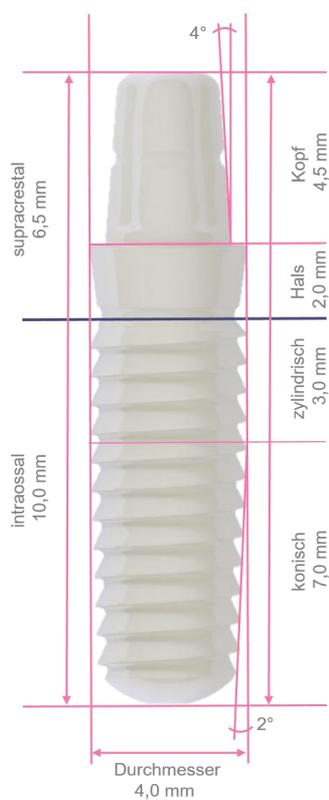


Abbildung 12: Darstellung der geometrischen Maße des ceramic.implant, vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland (mod. nach © VITA Zahnfabrik)



Abbildung 13: Studienmodell ANA-4, Frasco, Tettang, Deutschland, mit inseriertem CAMLOG® SCREW-LINE, Camlog, Basel, Schweiz in Regio 34; ceramic.implant, vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland in Regio 44 und in Regio 46 platziertem humanen Zahn 46 ex vitro

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

2.1.1. Digitale Modifikation der Referenzdatensätze

Der Referenzscan wurde als Standard Tessellation Language (STL) Format exportiert und mithilfe der Meshmixer-Software (Autodesk, Mill Valley, USA) virtuell zurechtgeschnitten, sodass der mesiale und distale Nachbarzahn das Referenzmodell begrenzte (Abbildung 14).



Abbildung 14: Modifizierte Referenzdatensätze; a) Referenz-TI; b) Referenz-EP; c) Referenz-ZI

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

2.2. Erfassung der Testdatensätze

Zur Erfassung der Testdatensätze wurden zwei verschiedene Scansysteme verwendet: TRIOS 3® Software Version 1.4.7.3 (3shape, Kopenhagen, Dänemark) (T3) und Omnicam® Software Version 5.0.x (Dentsply-Sirona, York, Pennsylvania, USA) (OC). Beide Intraoralscanner wurden vor ihrer Nutzung kalibriert. Die Scans wurden nach einer standardisierten Scanstrategie durchgeführt. Dieses beinhaltete sowohl die Untersuchungsregionen als auch die Nachbarzähne. Der IOS wurde in einem 45 ° Winkel zur Zahnachse ausgerichtet. Ausgangspunkt der intraoralen Scanstrategie ist die verstibuläre Seite des mesialen Nachbarzahnes. Der IOS wechselte zur lingualen Seite bis zum distalen Ende des distalen Nachbarzahnes, wechselte anschließend zur bukkalen Seite und kehrte zurück zum Ausgangspunkt. Alle Scans wurden ausschließlich unter Deckenbeleuchtung durchgeführt.

Von EP, ZI und TI wurden je 13 Scans, sowohl mit T3 als auch mit OC durchgeführt. Daraus ergaben sich 78 Datensätze, welche im STL-Format exportiert wurden.

Mithilfe der Meshmixer-Software wurde jeder Scan äquivalent zu den Referenzscans virtuell modifiziert.

Es ergaben sich die drei Testgruppen (Abbildung 15).

TI = Titan-Implantat mit Scanbody

EP = Einzelzahnpräparation

ZI = vollständiger Implantatscan von ZI

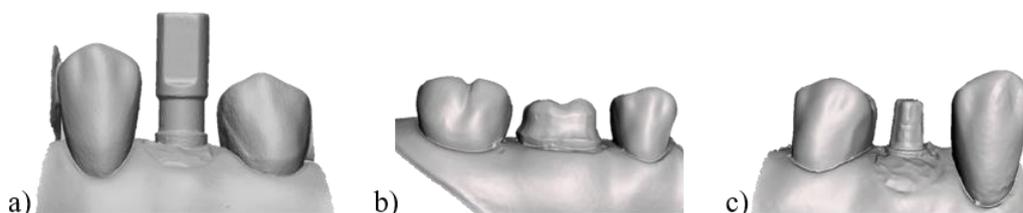


Abbildung 15: Darstellung der Testgruppen; a) TI; b) EP; c) ZI

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohlen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

2.2.1. Digitale Modifikation der Testdatensätze

Die 26 vollständigen ZI-Scans (Abbildung 16) wurden im STL-Format exportiert und anschließend dupliziert. Mithilfe der Meshmixer-Software wurde anschließend das ZI Abutment virtuell modifiziert, um drei partielle Scans des ZI Abutments zu simulieren. Daraus resultierten drei virtuelle Modelle, welche drei klinische Situationen simulieren sollen.



Abbildung 16: Vollständiger ZI-Scan

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt. Anteile stammen aus der Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ (123).

Simulation subgingivaler Insertion des ZI Abutments

Um eine subgingivale Insertion des ZI Abutments zu simulieren, wurden 1,5 mm des marginalen Anteils des ZI Abutments virtuell entfernt (Abbildung 17).



Abbildung 17: Simulation subgingivaler Insertion des ZI Abutments

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt. Anteile stammen aus der Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ (123).

Simulation subgingivaler Insertion und okklusaler Reduktion des ZI Abutments

Um ein zusätzliches okklusales Beschleifen des ZI Abutments zu simulieren, wurden zusätzlich zur marginalen Modifikation 1,0 mm des okklusalen Anteils des ZI Abutments entfernt (Abbildung 18).

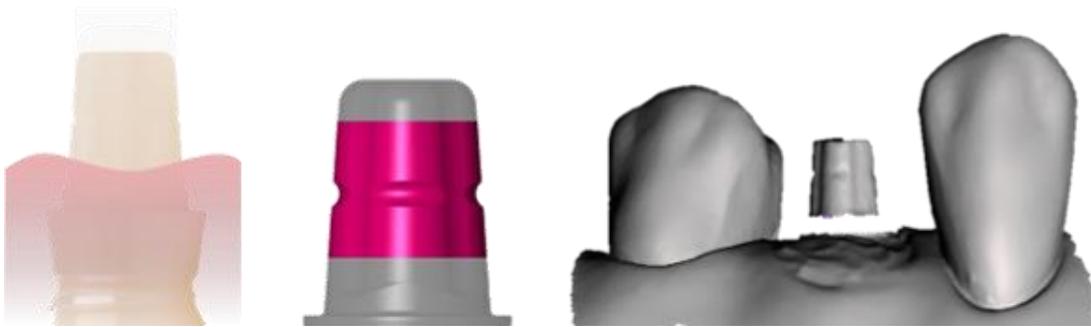


Abbildung 18: Simulation subgingivaler Insertion und okklusaler Reduktion des ZI Abutments

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt. Anteile stammen aus der Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ (123).

Simulation subgingivaler Insertion, okklusaler und lateraler Reduktion des ZI Abutments

Als nächstes wurde zusätzlich zur marginalen und okklusalen Modifikation in einem 45° Winkel der laterale Anteil des ZI Abutments entfernt, um eine zusätzliche laterale Ansträgung des ZI Abutments zu simulieren (Abbildung 19).

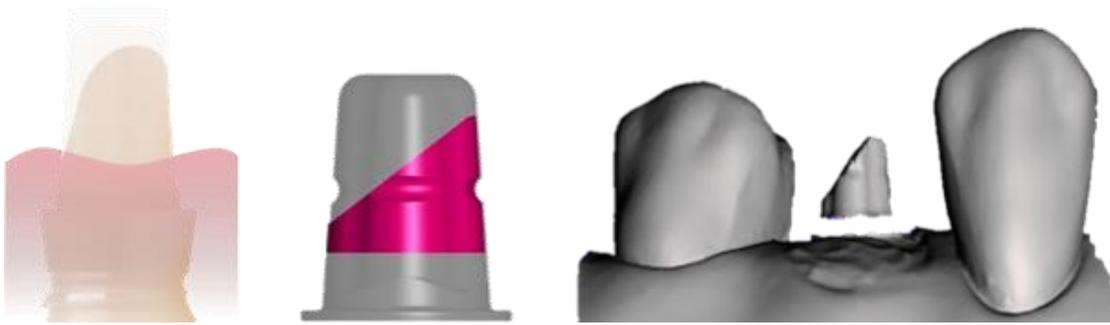


Abbildung 19: Simulation subgingivaler insertion, okklusaler und lateraler Reduktion des ZI Abutments

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt. Anteile stammen aus der Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ (123).

2.2.2. Rekonstruktionsmodell

Um die Abutmentmorphologie wiederherzustellen, wurden auf Grundlage der bekannten Abutmentgeometrie zwei Rekonstruktionsmodelle in Form von zwei digitalen STL-Datensätzen entwickelt.

Design der Rekonstruktionsmodelle

Für das Design der Rekonstruktionsmodelle wurde der Originaldatensatz des ZI mithilfe der Meshmixer Software beschnitten (Abbildung 20). Hierfür wurde zunächst der zylindrokönische enossale Anteil des ZI entfernt. Daraus ergibt sich das Rekonstruktionsmodell für nicht beschliffene ZI Abutments. Im Anschluss wurde das ZI Abutment okklusal um 1,0 mm gekürzt und mit einem Schnittwinkel von 45° lateral beschnitten, folgend ergibt sich das Rekonstruktionsmodell für beschliffene ZI Abutments.

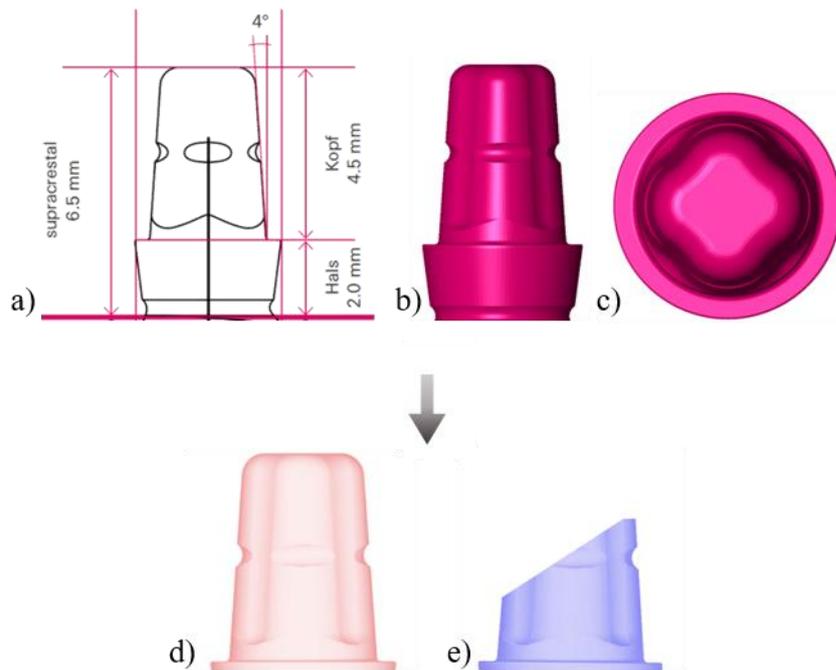


Abbildung 20: Entwicklung der Rekonstruktionsmodelle (© VITA Zahnfabrik); a) Maße des Implantatabutments; b) STL-Standardgeometrie des Implantatabutments von lateral; c) STL-Standardgeometrie des Implantatabutments von okklusal; d) Rekonstruktionsmodell für nicht beschliffene Abutments; e) Rekonstruktionsmodell für beschliffene Abutments

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt. Anteile stammen aus der Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ (123).

2.2.3. Rekonstruktion des Implantatabutments

Mit der Inspektionssoftware Geomagic Control X (3D Systems, Rock Hill, South Carolina, USA) wurden die Testdatensätze von ZI mit dem Rekonstruktionsmodell übereinander gelagert, um die Abutmentmorphologie wiederherzustellen (Abbildung 21).

Zunächst wurde eine SOLL/IST-Verknüpfung hergestellt (Abbildung 21 a). Das jeweilige Rekonstruktionsmodell wurde als SOLL-Element eingestellt, diente also als Bezugsdatensatz. Der Testdatensatz von ZI diente als Bewegendes-/IST-Element. In einem nächsten Schritt

wurden die Elemente individuell ausgerichtet. Hierfür wurden je ein Orientierungspunkt auf den mesialen, okklusalen und distalen Rand des Implantatabutments und des Rekonstruktionsmodells gesetzt, um eine individuell eingestellte erste 3-Punkt-Oberflächenausrichtung von ZI Testdatensatz und Rekonstruktionsmodell zu erzeugen (Abbildung 21 b). In einem weiteren Schritt wurde ein Best-Fit-Algorithmus nach Gauss angewendet, wobei die SOLL-Oberfläche den modifizierten Anteil der IST-Oberfläche ergänzte. Anschließend wurden beide Datensätze mittels Boolescher Operatoren zusammengeführt, wobei die endgültige Oberfläche des Implantatabutments aus dem Rekonstruktionsmodell bestand (Abbildung 21 c, d).

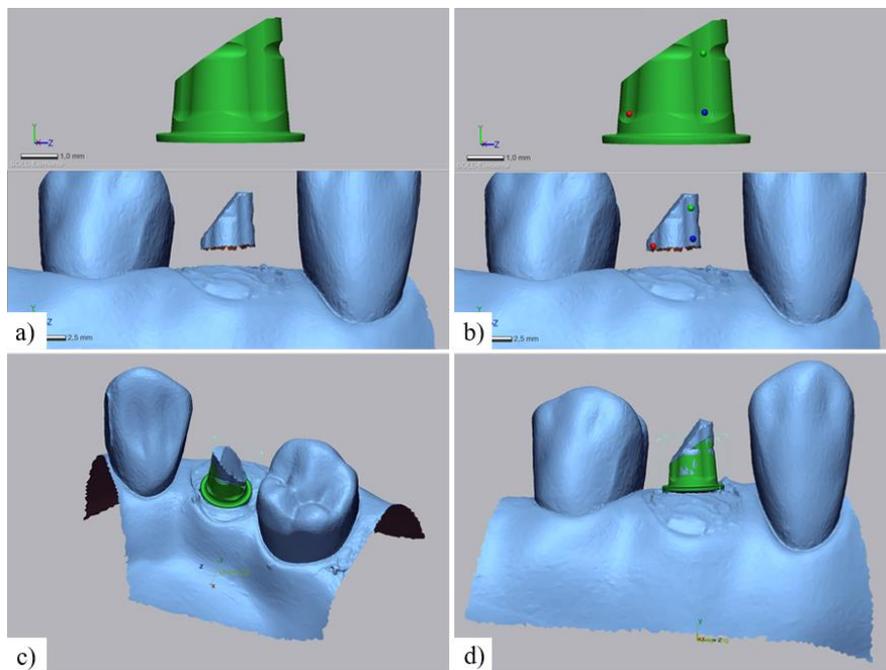


Abbildung 21: Darstellung der Rekonstruktion eines Teilskans von ZI mit dem Rekonstruktionsmodell für beschliffene ZI-Abutments; a) Herstellung der SOLL/IST-Element-Verknüpfung; b) Individuelle Ausrichtung über drei Orientierungspunkte; c) Rekonstruiertes ZI Abutment von lingual/okkusal; d) Rekonstruiertes ZI Abutment von vestibulär

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

Daraus ergaben sich vier Testgruppen von ZI (ZI_1 , ZI_2 , ZI_3 , ZI_4), also 104 zusätzliche Datensätze (Abbildung 22).

ZI_1 = Vollständiger Implantatscan, und Übereinanderlagerung mit Rekonstruktionsmodell

ZI_2 = Implantatscan mit verdeckter marginaler Stufe von 1,5 mm und Übereinanderlagerung mit modifiziertem Rekonstruktionsmodell

ZI_3 = Implantatscan mit verdeckter marginaler Stufe von 1,5 mm, 1,0 mm okklusaler Reduktion und Übereinanderlagerung mit modifiziertem Rekonstruktionsmodell

ZI_4 = Implantatscan mit verdeckter marginaler Stufe von 1,5 mm, 1,0 mm okklusaler Reduktion, lateraler Ansträgung um 45° und Übereinanderlagerung mit modifiziertem Rekonstruktionsmodell

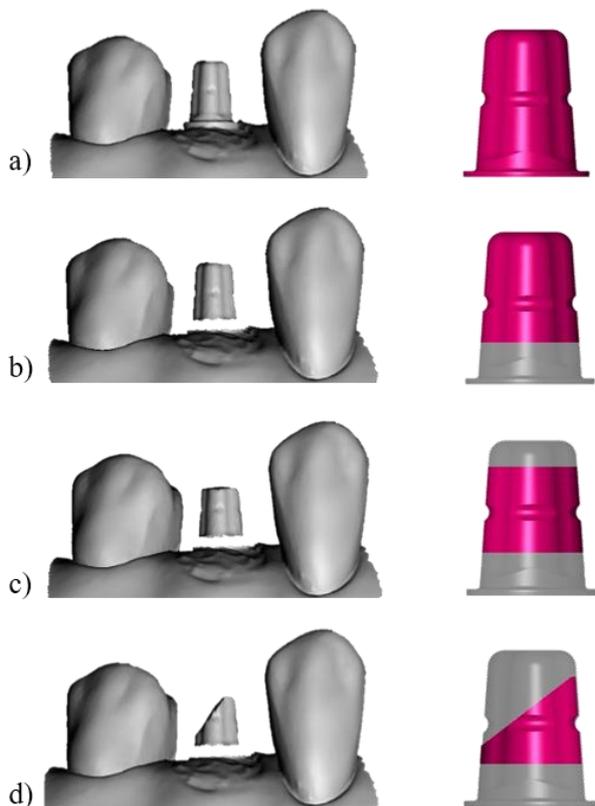


Abbildung 22: Schematische Darstellung der Testgruppen a) ZI_1 ; b) ZI_2 ; c) ZI_3 ; d) ZI_4

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

2.3. Datenanalyse

2.3.1. Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit

Um die absoluten Abweichungen der Testdatensätze von EP, ZI und TI zu analysieren, wurden mit der Inspektionssoftware Geomagic Control X (3D Systems, Rock Hill, South Carolina, USA) die Referenzdatensätze von EP, ZI und TI mit den Testdatensätzen von EP, ZI und TI übereinander gelagert (Abbildung 23) und ein 3D-Oberflächenvergleich durchgeführt (Abbildung 24).

Vergleich der Scangenaugigkeit zwischen Testdatensatz von ZI und Referenzdatensatz von ZI

Zunächst wurde eine SOLL/IST-Verknüpfung hergestellt. Der Referenzdatensatz von ZI wurde als SOLL-Element eingestellt, diente also als Bezugsdatensatz. Der Testdatensatz von ZI diente als Bewegendes-/IST-Element. In einem nächsten Schritt wurden die Elemente individuell ausgerichtet. Hierfür wurden je ein Orientierungspunkt auf Nachbarzähne und Implantatabutment gesetzt, um eine individuell eingestellte erste 3-Punkt-Oberflächenausrichtung von ZI und Referenz-ZI zu erzeugen. In einem weiteren Schritt wurde ein lokaler Best-Fit-Algorithmus angewendet. Dabei wurde die IST-Oberfläche bestmöglich den SOLL-Daten angenähert, um in allen Messpunkten die kleinstmögliche Abweichung zu erreichen. Die horizontalen Anteile der Implantatschulter von ZI wurden zu einem definierten marginalen Bereich verschmolzen sowie die vertikalen Anteile des ZI-Abutments zu einem definierten lateralen Bereich. Anschließend wurde ein 3D-Oberflächenvergleich zur Ermittlung der Oberflächenabweichungen zwischen ZI und Referenz-ZI durchgeführt. Der erste Modellvergleich erfolgte über die gesamte Oberfläche des ZI-Abutments, der zweite Modellvergleich im lateralen Bereich und der dritte Modellvergleich im marginalen Bereich.

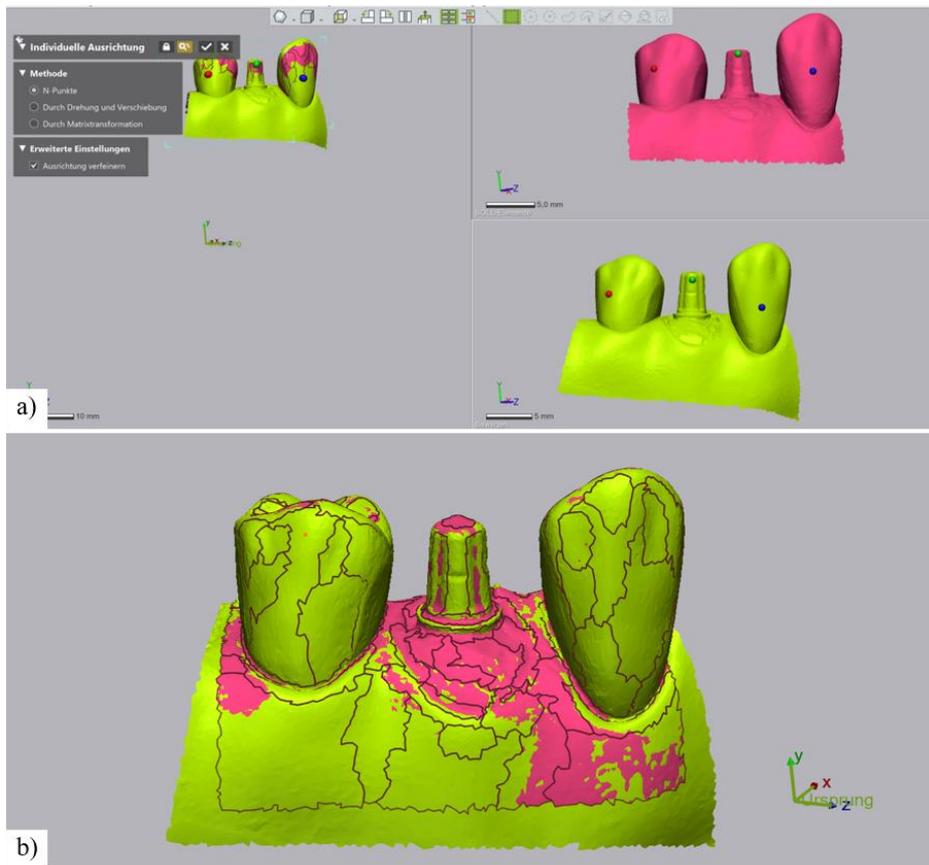


Abbildung 23: Darstellung des Vergleichs der Scangenaugigkeit zwischen dem Testdatensatz von ZI und dem Referenzdatensatz von ZI; a) Individuelle Ausrichtung von Referenz-ZI und ZI über drei Orientierungspunkte; b) Übereinander gelagerte ZI-Datensätze nach Anwendung des Best Fit Algorithmus

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

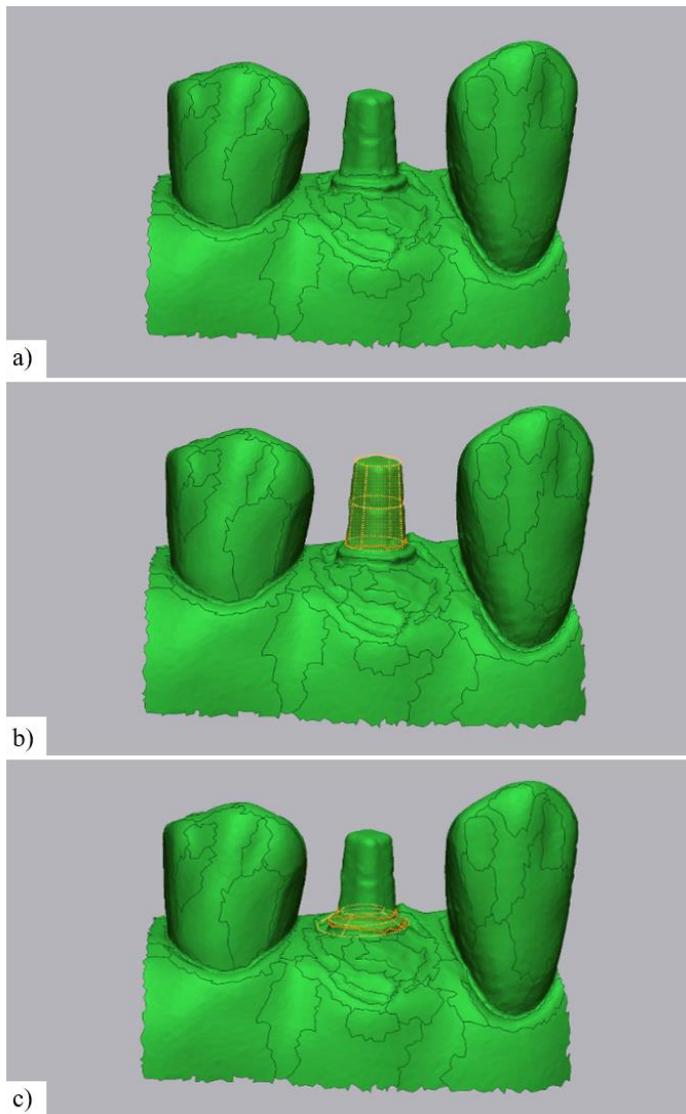


Abbildung 24: Darstellung der 3D-Oberflächenvergleiche; a) 3D-Oberflächenverschmelzung der lateralen und marginalen Bereiche; b) 3D-Oberflächenvergleich/Modellvergleich im lateralen Bereich; c) 3D-Oberflächenvergleich/Modellvergleich im marginalen Bereich

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

Vergleich der Scangenaugigkeit zwischen Testdatensatz von EP und Referenzdatensatz von EP

Die Einstellung der SOLL/IST-Verknüpfung und die Überlagerung von EP und Referenz-EP erfolgte äquivalent zur Überlagerung von ZI und Referenz-ZI. Der marginale Bereich von EP wurde definiert als der Anteil unterhalb der Grenze von rundem zu konischem Anteil innerhalb

der Hohlkehlpräparation. Die vertikalen Anteile des EP wurden als laterale Anteile definiert. Der 3D-Oberflächenvergleich von EP und Referenz-EP erfolgte äquivalent zu dem von ZI und Referenz-ZI.

Vergleich der Scangenaugkeit zwischen Testdatensatz von TI und Referenzdatensatz von TI

Die Einstellung der SOLL/IST-Verknüpfung und die Überlagerung von TI und Referenz-TI erfolgte äquivalent zur Überlagerung von ZI und Referenz ZI. Die horizontalen Anteile des Scanbods von TI wurden zu einem definierten marginalen Bereich verschmolzen sowie die vertikalen Anteile des Scanbods von TI zu einem definierten lateralen Bereich. Der 3D Oberflächenvergleich von TI und Referenz-TI erfolgte äquivalent zu dem von ZI und Referenz-ZI.

2.3.2. Teil II: Vergleich der Scangenaugkeit nach Abutmentrekonstruktion

Mithilfe der Inspektionssoftware Geomagic Control X wurde ein 3D-Oberflächenvergleich zwischen dem Referenzdatensatz von ZI und den Testdatensätzen von ZI (ZI₁, ZI₂, ZI₃, ZI₄) durchgeführt (Abbildung 25).

Vergleich der Genauigkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI₁

Die Einstellung der SOLL/IST-Verknüpfung von ZI₁ und Referenz-ZI erfolgte äquivalent zu der von ZI und Referenz-ZI. In einem nächsten Schritt wurden die IST-Daten mithilfe von zwei Ausrichtungsalgorithmen dem SOLL-Datensatz angepasst/angenähert. Hierfür wurde zunächst eine Grobregistrierung vorgenommen, um die Messdaten im Koordinatensystem automatisch vorauszurichten und somit einen geeigneten Startpunkt für die Feinregistrierung zu erreichen. Nach der Feinregistrierung wurde die IST Oberfläche bestmöglich den SOLL-Daten angenähert, um in allen Messpunkten die kleinstmögliche Abweichung zu erreichen. Die horizontalen Anteile des Rekonstruktionsmodells von ZI₁ wurden zu einem definierten marginalen Bereich verschmolzen sowie die vertikalen Anteile des ZI₁-Rekonstruktionsmodells zu einem definierten lateralen Bereich. Der 3D Oberflächenvergleich von ZI₁ und Referenz-ZI erfolgte äquivalent zu dem von ZI und Referenz-ZI.

Der Vergleich der Genauigkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI₂, ZI₃, und ZI₄ erfolgt äquivalent zum Vergleich der Scangenaugkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI₁.

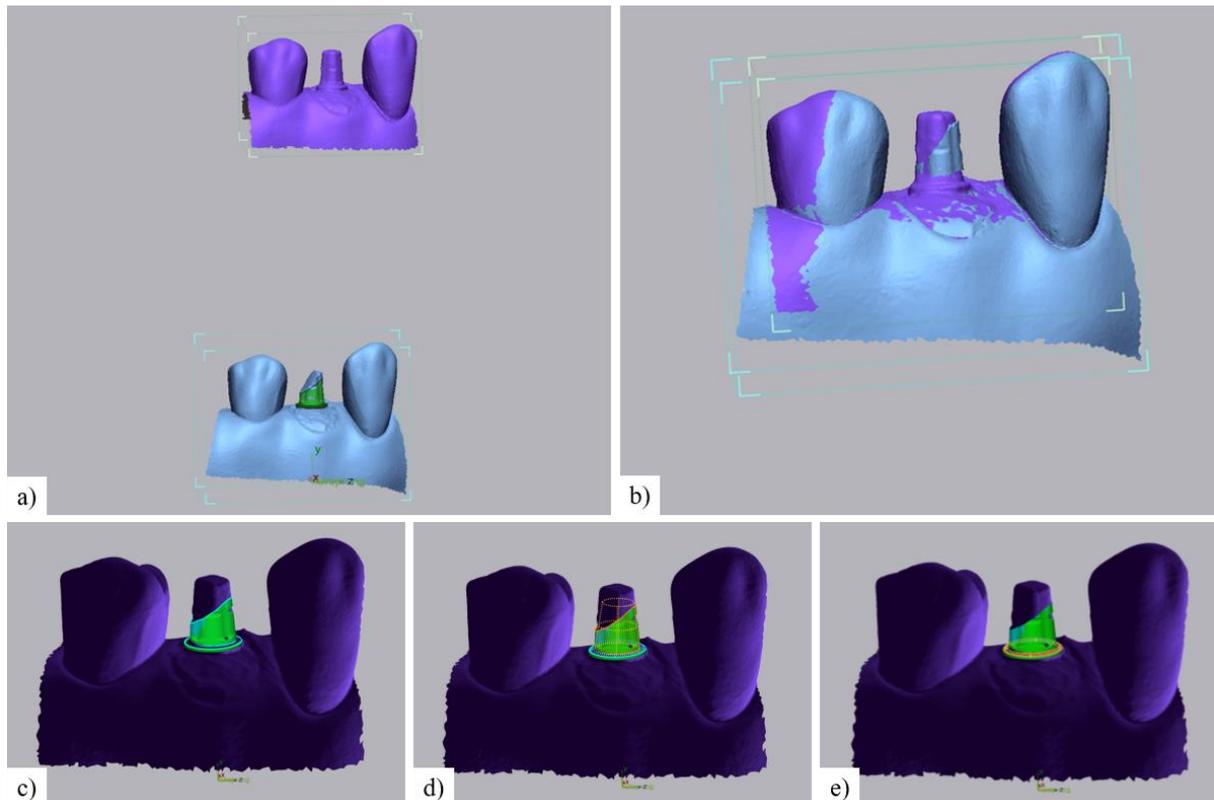


Abbildung 25: Darstellung des Vergleichs der Scangenaugigkeit nach Implantatrekonstruktion von ZI1; a) Darstellung von Referenz ZI (lila) und ZI₁ (hellblau); b) Darstellung der Grob- und Feinregistrierung; c) 3D-Oberflächenvergleich/Modellvergleich im marginalen und lateralen Bereich; d) 3D-Oberflächenvergleich/Modellvergleich im marginalen Bereich; e) 3D-Oberflächenvergleich/Modellvergleich im lateralen Bereich

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

2.4. Statistische Analyse

Im Rahmen der Datenanalyse wurde auf Basis der Differenz zwischen Referenzwert und Messwert der absolute Mittelwert, die Standardabweichung und die negativen und positiven Mittelwerte für alle sieben Testgruppen (EP, TI, ZI, ZI₁₋₄) ermittelt. Zur Fallzahlberechnung und Bestimmung der Effektstärke wurde auf der Grundlage von fünf Pilotskans von EP, TI und ZI mit T3 und OC eine A-Priori-Wahrscheinlichkeit als Vortest durchgeführt. Eine Fallzahl von $n = 13$ wurde analysiert, um Unterschiede mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0.05$ und einer statistischen Power von $\beta = 0.80$ als signifikant zu zeigen. Durch die berechnete Effektstärke $d = 1,16$ konnten die folgenden statistischen Verfahren mit großem relativen Effekt durchgeführt

werden (Cohens $d \geq 0,8$). Ziel der statistischen Analyse war es, die mittleren absoluten Oberflächenabweichungen der abhängigen Variablen (laterale Abweichung, marginale Abweichung) zwischen den Testgruppen (ZI, ZI₁₋₄, TI, EP) zu vergleichen. Um mehr als eine abhängige Variable in einem Modell zu untersuchen, musste eine multivariate Analysemethode angewendet werden. Eine multivariate Varianzanalyse (MANOVA) ermittelte zunächst, ob zwischen den kombinierten zwei abhängigen Variablen statistisch signifikante Unterschiede bestehen. Zum Vergleich der Präzision wurden Varianzhomogenitätstests nach Levene für jede abhängige Variable überprüft. Zur Überprüfung der Richtigkeit wurde für jede der abhängigen Variablen post-hoc eine separate einfaktorielle ANOVA berechnet, um herauszufinden, welche Mittelwertabweichungen der beiden abhängigen Variablen signifikant unterschiedlich sind. Nach gegebener Varianzinhomogenität war die Interpretation der eigentlichen MANOVA zwar erschwert, jedoch konnten immer noch die post-hoc-Vergleiche interpretiert werden, da sie unabhängig von den Annahmen der MANOVA sind (78). Darüber hinaus wurden OC und T3 mit t-Tests für die jeweils korrelierenden Gruppen verglichen. Das Signifikanzniveau wurde mit einem p-Wert von $p < 0,05$ festgelegt. Die Statistische Analyse erfolgte mit SPSS 22.0 (SPSS inc., Chicago, USA) mit Unterstützung des Instituts für Biometrie und Klinische Epidemiologie der Charité Berlin. Die Darstellung der Daten erfolgte anschließend als mittlere absolute Oberflächenabweichungen in Box-Whisker-Plots mit Angabe des Medianwertes.

3. Ergebnisse

Die Abweichungen zwischen den 182 Testdatensätzen und Referenzdatensätzen wurden mittels 3D-Oberflächenvergleich ermittelt. Die deskriptiven Statistiken der absoluten mittleren lateralen und marginalen Oberflächenabweichungen (absoluter Mittelwert + Standardabweichung) sind in Tabelle 1 dargestellt. Darüber hinaus sind in Abbildung 26-29 die Ergebnisse der explorativen Datenanalyse für laterale und marginale absolute Oberflächenabweichungen als Box-Whisker-Plots visualisiert. Um die klinische Relevanz der vorliegenden Daten visuell darzustellen, sind im Hintergrund der Box-Whisker-Plots Spacer-Einstellungen von 50µm im marginalen und 70µm im lateralen Anteil des Implantatabutments gekennzeichnet.

| IOS | Testgruppe | n | Laterale | | Marginale | |
|----------------|----------------------|----|------------------------------|----------------------------------|------------------------------|----------------------------------|
| | | | Oberflächenabweichungen (µm) | | Oberflächenabweichungen (µm) | |
| | | | Mean ± SD | 95% CI | Mean ± SD | 95% CI |
| TRIOS 3 | EP | 13 | 33±10 ^a | [28, 37] | 24±10 ^a | [20, 28] |
| | TI | 13 | 37±17 ^a | [30, 44] | 40±20 ^b | [32, 49] |
| | ZI | 13 | 35±13 ^a | [30, 40] | 45±6 ^b | [43, 48] |
| | ZI ₁ | 13 | 55±20 ^b | [47, 63] | 36±11 ^b | [31, 40] |
| | ZI ₂ | 13 | 56±20 ^b | [48, 64] | 36±11 ^b | [31, 40] |
| | ZI ₃ | 13 | 55±19 ^b | [48, 63] | 35±10 ^b | [31, 39] |
| | ZI ₄ | 13 | 55±19 ^b | [47, 63] | 38±15 ^b | [32, 44] |
| | Significance* | | | <i>F(6,175)=10.66, P<,001</i> | | <i>F(6,175)= 6.7, P<,001</i> |
| Omnica | EP | 13 | 32±11 ^a | [28, 36] | 26±12 ^a | [21, 30] |
| | TI | 13 | 35±23 ^a | [23, 44] | 41±24 ^b | [31, 50] |
| | ZI | 13 | 35±16 ^a | [16, 42] | 38±6 ^b | [35, 41] |
| | ZI ₁ | 13 | 56±21 ^b | [21, 64] | 36±10 ^b | [32, 40] |
| | ZI ₂ | 13 | 56±20 ^b | [20, 64] | 36±11 ^b | [32, 40] |
| | ZI ₃ | 13 | 55±19 ^b | [19, 63] | 36±12 ^b | [31, 40] |
| | ZI ₄ | 13 | 56±20 ^b | [20, 64] | 37±12 ^b | [32, 42] |
| | Significance* | | | <i>F(6,175)=10.62, P<,001</i> | | <i>F(6,175)= 3.76, P<,001</i> |

Ergebnisse, die mit demselben hochgestellten Buchstaben innerhalb einer Spalte gekennzeichnet sind, unterschieden sich nicht signifikant (*einfache ANOVA mit post-hoc Tukey-Tests).

Tabelle 1: Absoluter Mittelwert, Standardabweichung (SD) und Konfidenzintervalle (CIs) der lateralen und marginalen Oberflächenabweichungen; für jede Testgruppe n = 13.

Die Tabelle wurde für die Publikation „Pieralli S, Spies BC, Kohlen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.“ erstellt.

3.1. Absolute Laterale Oberflächenabweichungen

Die Ergebnisse der explorativen Datenanalyse für laterale absolute Oberflächenabweichungen der Testgruppen sind im Folgenden als Box-Whisker-Plots visualisiert. Im OC-Datensatz der lateralen absoluten Oberflächenabweichungen von TI befand sich ein univarianter Ausreißer.

3.1.1. Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit

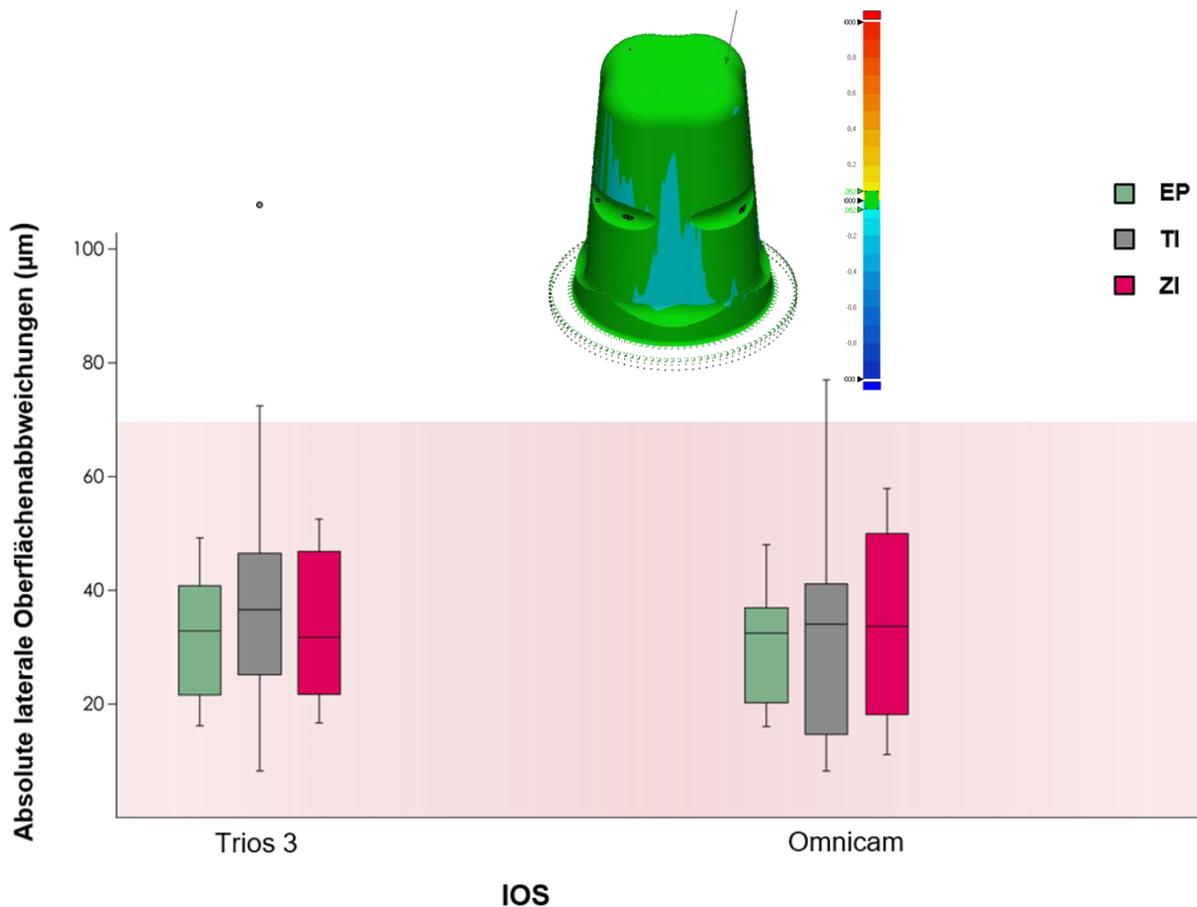


Abbildung 26: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten lateralen Oberflächenabweichungen von EP, TI und ZI

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

Mit T3 erhaltene intraorale Scans zeigten eine geringe mittlere Oberflächenabweichung bei der Digitalisierung von EP ($33 \pm 10 \mu\text{m}$). Dieses Ergebnis unterschied sich nicht signifikant von der Digitalisierung von TI ($37 \pm 17 \mu\text{m}$; $p = ,964$) und ZI ($35 \pm 13 \mu\text{m}$; $p = ,999$) bei Verwendung desselben Scansystems. Die Digitalisierung mit OC zeigte ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen EP ($32 \pm 11 \mu\text{m}$), TI ($35 \pm 23 \mu\text{m}$; $p = ,998$) und ZI ($35 \pm 16 \mu\text{m}$; $p = ,996$). Der geringste mittlere Abweichungswert wurde bei beiden Scansystemen für EP analysiert, gefolgt von ZI und TI.

3.1.2. Teil II: Vergleich der Scangenaugigkeit nach Abutmentrekonstruktion

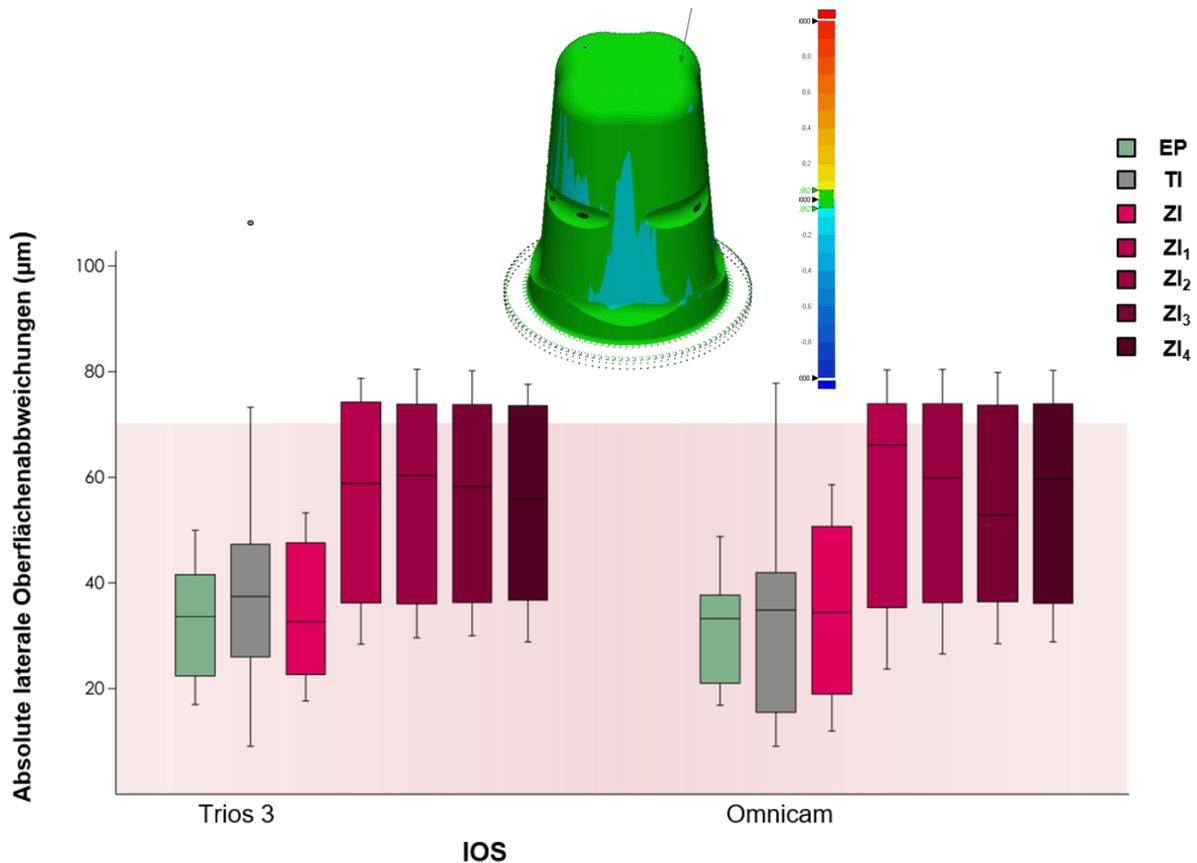


Abbildung 27: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten lateralen Oberflächenabweichungen von EP, TI, ZI, ZI₁₋₄

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

Die virtuell rekonstruierten Implantate (ZI₁₋₄) zeigten für beide Scansysteme signifikant höhere Abweichungen als ZI ($p < ,001$), es wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den rekonstruierten Gruppen gefunden ($p < ,999$).

Dennoch zeigten die rekonstruierten Implantat-Scans für beide Scansysteme höhere mittlere Abweichungswerte als die Gruppen EP, TI und ZI und bewegten sich bei der Digitalisierung mit OC zwischen ZI₃ ($55 \pm 19 \mu\text{m}$) und ZI₁ ($56 \pm 21 \mu\text{m}$) und bei der Digitalisierung mit T3 zwischen ZI₃ und ZI₄ ($55 \pm 19 \mu\text{m}$) und ZI₂ ($56 \pm 20 \mu\text{m}$).

T-Tests zwischen entsprechenden Gruppen, die mit T3 und OC gescannt wurden, zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p > ,459$).

3.2. Absolute marginale Oberflächenabweichungen

Die Ergebnisse der explorativen Datenanalyse für marginale absolute Oberflächenabweichungen der Testgruppen sind im Folgenden als Box-Whisker-Plots visualisiert. Im TI, ZI und ZI₄ Datensatz der marginalen absoluten Oberflächenabweichungen befanden sich univariate Ausreißer.

3.2.1. Teil I: Vergleich der Scangenaugigkeit

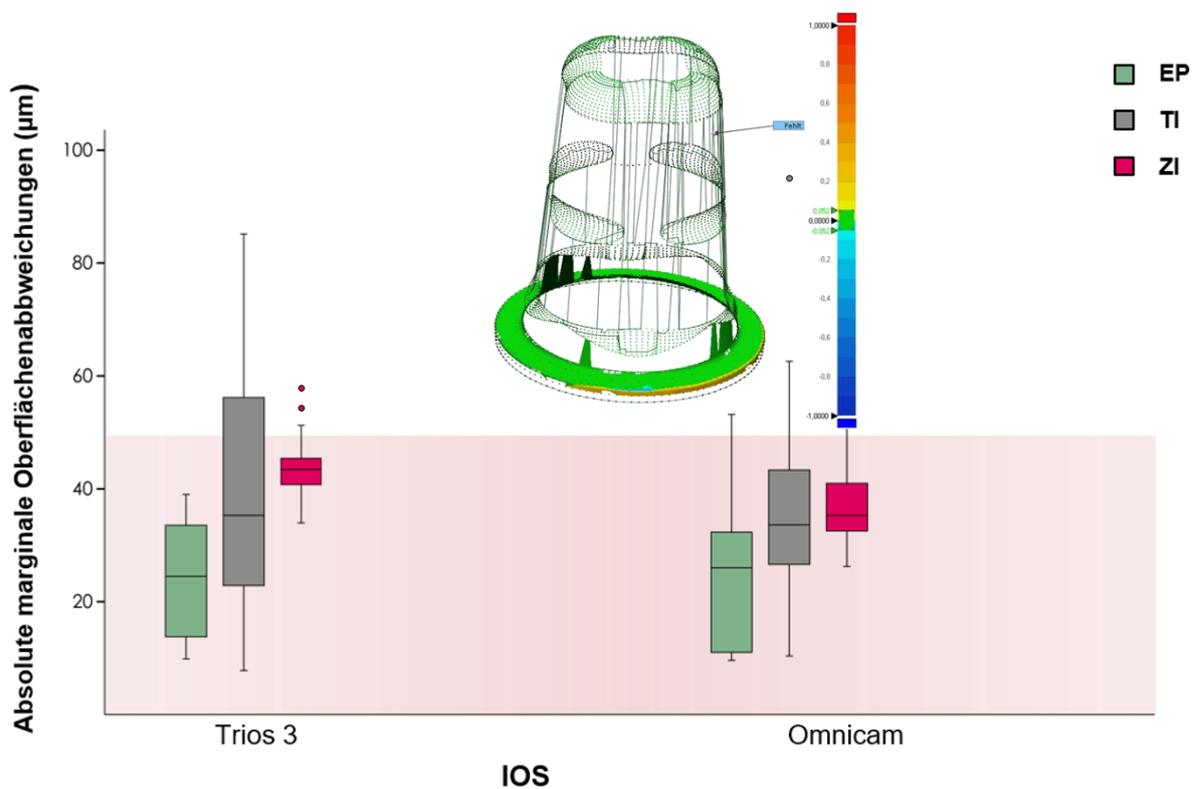


Abbildung 28: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten marginalen Oberflächenabweichungen von EP, TI und ZI

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

Intraorale Scans mit T3 zeigten die geringsten Abweichungen für EP mit $24 \pm 10 \mu\text{m}$. Diese Scans waren signifikant genauer als bei TI ($40 \pm 20 \mu\text{m}$; $p < ,001$) und ZI ($45 \pm 6 \mu\text{m}$; $p < ,001$).

Bei den Intraoralscans mit OC wurden für EP ($26 \pm 12 \mu\text{m}$) im Vergleich zu TI ($41 \pm 24 \mu\text{m}$; $p = ,001$) und ZI ($38 \pm 6 \mu\text{m}$; $p = ,012$) ebenfalls signifikant geringere Abweichungen gefunden.

3.2.2. Teil II: Vergleich der Scangenaugigkeit nach Abutmentrekonstruktion

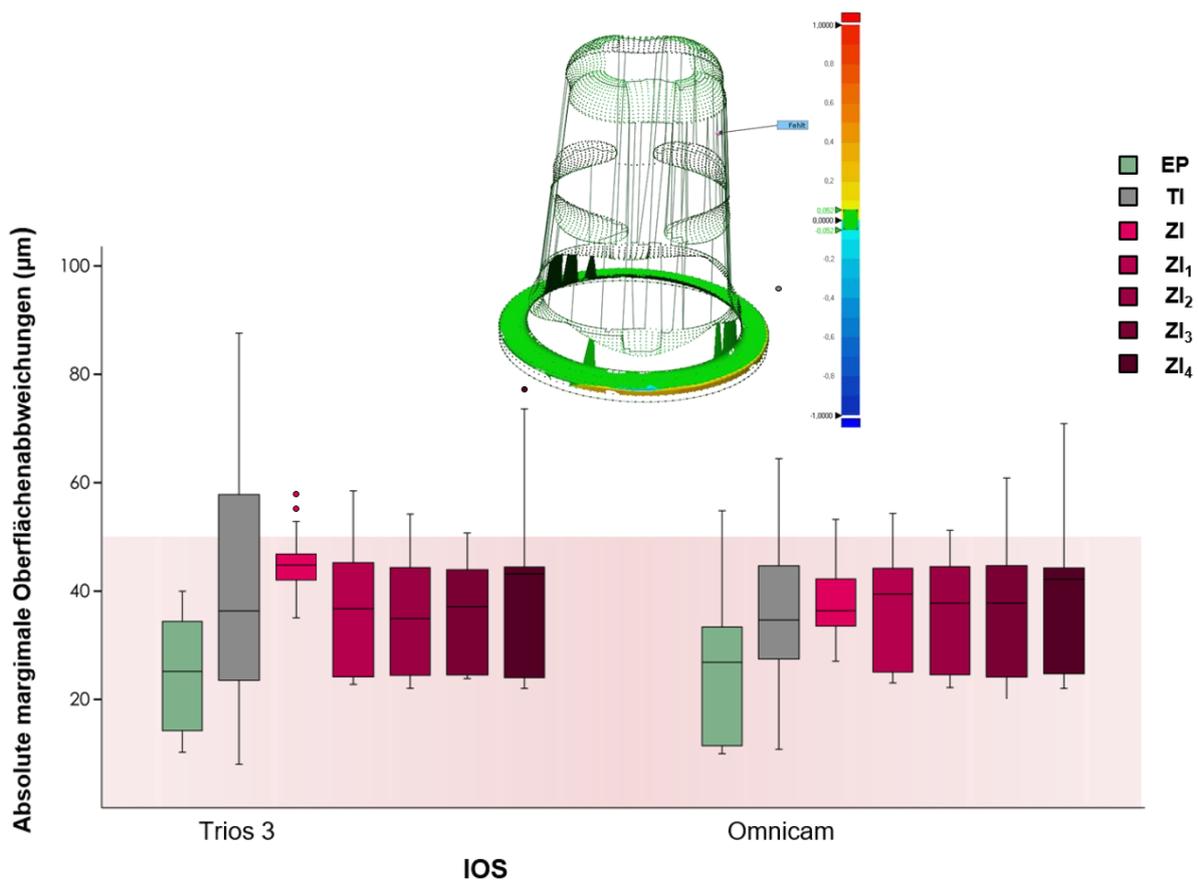


Abbildung 29: Box- und Whisker-Plots von Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern für die absoluten marginalen Oberflächenabweichungen von EP, TI, ZI, ZI₁₋₄

Die Abbildung wurde durch die Autorin Kohnen, L. V. für die Verwendung in der vorliegenden Dissertation erstellt.

Die Ergebnisse der Intraoralscans mit T3 zeigten, dass im Vergleich zu ZI alle rekonstruierten Gruppen (ZI₁₋₄) verringerte mittlere marginale Abweichungswerte aufwiesen, mit Werten

zwischen $35 \pm 10 \mu\text{m}$ (ZI₃) und $38 \pm 15 \mu\text{m}$ (ZI₄). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden, unabhängig vom Ausmaß der Rekonstruktion ($p > ,979$).

Die mit OC erhaltenen digitalisierten Daten zeigten im Vergleich zu T3 ähnliche Ergebnisse. Die rekonstruierten Implantate (ZI₁₋₄) wiesen mittlere marginale Abweichungen auf, die zwischen einem Minimum von $36 \pm 10 \mu\text{m}$ (ZI₁) und einem Maximum von $37 \pm 12 \mu\text{m}$ (ZI₄) lagen. Es wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen ZI₁₋₄ gefunden ($p < ,999$).

Schließlich wurde die Scan-Genauigkeit durch die verwendeten IOS nicht beeinträchtigt, mit Ausnahme von ZI ($p < ,001$).

4. Diskussion

Ziel der Untersuchung war es, die Genauigkeit der digitalen Abformung eines einteiligen ZIs zu bewerten, indem sowohl ein ZI-Abutment mit uneingeschränkter Freilegung als auch virtuell rekonstruierte ZI-Abutments mit einem TI und einer EP verglichen wurden.

Die Nullhypothese ging davon aus, dass zwischen digitalen Scans von EP, TI, ZI und virtuell rekonstruierten Scans von ZI kein Unterschied in Bezug auf die Richtigkeit besteht.

4.1. Diskussion der Versuchsdurchführung

Die Scangenaugigkeit wurde durch Messung der Oberflächenabweichung zwischen den Testgruppen (ZI₁₋₄, ZI, EP, TI) und ihrer überlagerten Referenz unter Verwendung einer 3D-Inspektionssoftware zur Oberflächenanpassung bewertet (124). Insbesondere wurde die Richtigkeit als mittlere Abweichung zwischen positiven und negativen Werten betrachtet und galt als konstitutiver Faktor für die Scangenaugigkeit. Die Präzision hing, entsprechend vergleichbarer Studien (125, 126), lediglich von den Standardabweichungen ab.

4.1.1. Referenzdatensätze

Um einen Referenzdatensatz zu erhalten, wurde das Referenzmodell, welches als Halterung für die Proben ZI, EP und TI diente, in einem Blaulicht-3-D LED-Desktopscanner (D2000, 3shape,

Kopenhagen, Dänemark) mit einer Präzision von $5\mu\text{m}/8\mu\text{m}$ (ISO12836/implant) digitalisiert und lieferte somit einen zuverlässigen Referenzdatensatz des Referenzmodells (67-70). Extraorale 3D-Scanner verwenden drei Haupttechnologien. Kontaktscanner, wie beispielsweise das Koordinatenmessgerät, ertasten das zu scannende Objekt physisch. Dabei wird die Position des Sensors aufgezeichnet während sich der Taster um das Objekt bewegt (79, 127). Kontaktlose optische 3D-Strukturlichtscanner projizieren ein Lichtmuster auf das zu scannende Objekt und betrachten die Verformung des Musters, während 3D-Laserscanner das zu scannende Objekt mit einem Laserstrahl abtasten. Mittels aktiver Triangulation werden das Lichtmuster und der Laserpunkt von einer hochauflösenden Kamera erfasst und die Entfernung der Lichtpunkte berechnet (79, 128). Da sie keinen physischen Kontakt erfordern, werden optische 3D-Scanner nicht von der Dichte des zu scannenden Objekts beeinflusst (129). Außerdem sind sie in der Regel schneller als Kontaktscanner (130). Kontaktscanner werden jedoch nicht beeinflusst von Oberflächenglanz, Helligkeit oder anderen optischen Eigenschaften des zu scannenden Objekts (131). Die unterschiedlichen Technologien, die auf dem Markt erhältlichen extraoralen Scanner, wurden hinsichtlich ihrer Genauigkeit bereits in mehreren Studien untersucht (128, 132, 133). Hierbei hing die Zuverlässigkeit nicht von einer bestimmten Technologie (Strukturlicht, Laser oder Kontakt), sondern von der Oberflächenbeschaffenheit des gescannten Objekts ab. Der gesamte Scanvorgang war signifikant genauer bei glatten und regelmäßigen Oberflächen ohne unterminierende Bereiche (132). Darüber hinaus wird in der Literatur die Verwendung eines Mikro-CTs zur Erstellung eines Referenzmodells beschrieben (134). Hierbei wird aus einer Serie zweidimensionaler Röntgenbilder ein dreidimensionales Bild des zu scannenden Objekts erzeugt. Ein digitales Bild, das mithilfe des Mikro-CT-Scannens gewonnen wird, erweist sich als genauer im Vergleich zu Bildern, die durch optische Scanner erzeugt werden (135). Des Weiteren liefert die Photogrammetrie zuverlässige Informationen über die 3D-Form physischer Objekte auf der Grundlage der Analyse von fotografischen Bildern (136).

Das Vorgehen zur Erstellung eines Referenzmodells mithilfe eines Strukturlicht-3D-Scanners deckt sich mit dem anderer Studien (70, 137-139). Der Referenzscan wurde als Standard Tessellation Language (STL) Format exportiert und virtuell modifiziert, um einzelne Masterdatensätze der jeweiligen Proben ZI, EP und TI zu erhalten.

4.1.2. Testdatensätze

Entsprechend vergleichbarer Studien wurden zur Erstellung der Testdatensätze zwei verschiedene Scansysteme für die Digitalisierung von ZI, EP und TI verwendet (133, 140, 141). Von EP, ZI und TI wurden je 13 Scans, sowohl mit T3 als auch mit OC, nach einer standardisierten Scanstrategie durchgeführt. Dabei wurde der IOS in einem bestimmten Bewegungsmuster sowohl über die Untersuchungsregion als auch die Nachbarzähne geführt. Je mehr Informationen eine Oberfläche enthält, desto einfacher ist es für die IOS-Software, die aufgezeichneten Einzelbilder zu einem Gesamtbild zusammenzufügen. Das Erfassen von größeren strukturlosen Bereichen hingegen, wie beispielsweise Schleimhautanteilen ohne anatomische Anhaltspunkte wie Zähne, kann für das Softwareprogramm eine Schwierigkeit darstellen (142-144). Im Rahmen dieser in-vitro-Untersuchung diente ein bezahntes Unterkiefermodell als Halterung für die Proben ZI, EP und TI. Der IOS-Software standen somit genügend anatomische Anhaltspunkte zur Verfügung, was zu präziseren Scan-Ergebnissen geführt haben könnte. Weitere Rahmenbedingungen, welche die Genauigkeit des intraoralen Scans beeinflussen können, sind zum einen die Anzahl der Einzelbilder und zum anderen die Kalibrierung des Scansystems selbst. Je mehr Daten von der IOS-Software erfasst und verarbeitet werden, desto höher ist die Gefahr von Fehlern beim Matching der Einzelbilder. Grundsätzlich sollte daher auf die vom Hersteller angegebenen Scanstrategien Wert gelegt werden (145), da vor allem die Genauigkeit von Ganzkieferscans durch die Scanstrategie signifikant beeinflusst werden kann (146). Andere Studien wiederum zeigten, dass geräteabhängig die Genauigkeit eines IOS durch eine Scanstrategie zwar nicht signifikant beeinflusst wird, die vom Hersteller angegebene Scanstrategie jedoch die höchste Richtigkeit und Präzision gewährleistet (147, 148). Die Kalibrierung eines Scansystems sollte vor jedem Scanvorgang entsprechend der Herstellerangaben durchgeführt werden, um eine Abnahme der Scengenauigkeit zu vermeiden (149). Ein virtuelles Zurechtschneiden der Scans diente dazu, die einzelnen Testmodelle zu erstellen und überflüssige Daten zu entfernen, um letztendlich eine Übereinanderlagerung mit den Referenzmodellen zu erleichtern. Ein Intraoralscan beinhaltet häufig überflüssige Daten, wie beispielsweise Anteile der beweglichen Schleimhäute. Im Rahmen des Designs und Fertigungsprozesses des Zahnersatzes werden diese Daten üblicherweise mit einer virtuellen Design-Software entfernt und so ein virtuell getrimmtes Modell erstellt. Dieses Vorgehen deckt sich mit dem der vorliegenden Untersuchung. Die in Absatz 2.2.2. beschriebene Modifikation des ZI-Abutments sollte drei klinische Situationen simulieren. Zum einen wurde eine subgingivale Insertion des ZI

Abutments simuliert, denn gerade zu tief inserierte Implantate oder das Vorhandensein von Blut oder Speichel im Bereich der Implantatschulter könnten den Abutmentscan erschweren und die Retraktion der Gingiva erforderlich machen. Im Rahmen der prothetisch orientierten Implantatinserion können zusätzlich anatomische Einschränkungen, wie z. B. eine geringe vertikale Dimension des Alveolarknochens im Seitenzahnbereich oder die Achsneigung des Frontzahnsegments, eine Reduktion des ZI-Abutments sowohl in der Vertikalen als auch in der Horizontalen erforderlich machen (29, 94), weshalb eine zusätzliche okklusale und laterale Reduktion des ZI Abutments simuliert wurde. Die Wiederherstellung der Abutmentmorphologie mithilfe von Rekonstruktionsmodellen ist vergleichbar mit der Digitalisierung von zweiteiligen Implantatsystemen. Im aktuellen CAD/CAM-Workflow wird das aufgenommene Bild des implantatgetragenen Scanbodys mit dem Originaldatensatz des entsprechenden CAD-Modells des Scanbody überlagert. Die Registrierung von zwei Flächen erfolgt hier mit einem iterativen „closest point“-Algorithmus (150). Jeder Oberflächenpunkt in einer Punktwolke wird mit dem nächstgelegenen Punkt in der benachbarten Punktwolke abgeglichen, um eine mittlere Ausrichtung und die Eliminierung von Ausreißern sicherzustellen. Dieser Vorgang ermöglicht die Berechnung der tatsächlichen Implantatposition und kompensiert kleinere Scan-Artefakte (40).

4.1.3. Datenanalyse

Vergleichbar mit einigen vorangegangenen Studien wurde in der vorliegenden Untersuchung die Scangenaugigkeit durch die Messung der Abweichungen zwischen den STL-Daten der Referenz- und Testmodelle mittels Superimpositionsmessung analysiert (115, 151, 152). Bei dieser Methode wird durch die Übereinanderlagerung der Freiformflächen zweier Datensätze die mittlere Oberflächenabweichung an jedem gemessenen Scan-Punkt des Modells ermittelt (140, 153-156). Die virtuelle Modifikation der Scans erzeugte Datensätze, die klein genug waren, um bei einer Übereinanderlagerung den Fehlerquotienten möglichst gering zu halten, denn je größer die Datensätze sind, desto mehr weichen diese von der Referenzstruktur ab (157). Daher eignete sich die Methode der Superimpositionsmessung besonders gut. Um die absoluten Abweichungen der Testdatensätze zu ermitteln, wurden mit der Inspektionssoftware Geomagic Control X die Referenzdatensätze mit den Testdatensätzen übereinander gelagert und ein 3D Oberflächenvergleich durchgeführt. In anderen Untersuchungen wurde alternativ die Inspektionssoftware GOM Inspect (GOM; Braunschweig, Deutschland) (61, 115) oder

Final Surface (GFaI; Berlin, Deutschland) verwendet (158). Neben der Messung der dreidimensionalen Oberflächenabweichungen zwischen Scanbodies oder Abformpfosten auf Implantaten in Referenz- und Testmodellen (140, 153-156) wurden in anderen Studien weitere Methoden zur Analyse der Scan- und Abformgenauigkeit angewendet. Diese umfassen zum Beispiel die Messung und Analyse der Linear- und Winkelabweichungen zwischen Referenz- und Testmodellen. Auf Analogmodellen wurden dabei im Rahmen der Datenanalyse lineare und winklige Abstände zwischen den Implantaten auf Referenz- und Testmodellen mit Koordinatenmessgeräten vermessen (74, 159-177), andere Autoren verwendeten Mikroskope (178), digitale Mikrometer (179, 180) oder Lasermessmaschinen (181). Virtuelle Messungen von Implantatabständen und Angulationen wurden entweder nach der Digitalisierung von Gipsmodellen nach konventioneller Abformung (70, 78, 182-191) oder nach Digitalisierung mit verschiedenen Scansystemen durchgeführt (70, 78, 133, 141, 192). Weiterhin wurde die interne Passung von hergestellten Suprakonstruktionen wie Gerüsten auf den Referenz- und Testmodellen durch Messung der Randabweichung verglichen. Einige Autoren verwendeten Dehnungsmessstreifen zur Messung der Dehnung eines Gerüsts nach dem Aufsetzen auf die Implantatabutments (74, 193, 194). In anderen Studien wurde die marginale Diskrepanz zwischen Implantatabutment und Gerüst mit Mikroskopen, Oberflächenprofilometern (75), Elektronenmikroskopen (69) oder standardisierten Fotos gemessen (186). Eine dreidimensionale interne Passung der Gerüste wurde durch eine Unterfütterung der Gerüstkapfen mit einem dünnfließenden Silikon und Messung der Dicke des Unterfütterungsmaterials analysiert (67).

4.1.4. Statistische Analyse

In der Literatur werden unterschiedliche Methoden der statistischen Datenauswertung beschrieben. Die Inspektions-Software berechnete beim 3D-Oberflächenvergleich den absoluten Mittelwert, die Standardabweichung und die positiven und negativen Mittelwerte für alle sieben Testgruppen (EP, TI, ZI, ZII-4). Bei der Berechnung der positiven und negativen Mittelwerte wurden die Differenzen zwischen den Referenzwerten und den gemessenen Werten und damit sowohl positive als auch negative Abweichungen verzeichnet (195). Im Rahmen statistischer Testverfahren kann es dadurch zum Ausgleich von positiven und negativen Werten kommen. Dadurch erscheint eine resultierende mittlere Abweichung geringer, weshalb das Maß der Streuung berücksichtigt werden sollte. Um einen absoluten Mittelwert zu erhalten, wurden

die absoluten Beträge der vermessenen Differenzen ermittelt (152, 196). Dadurch kommt es im Rahmen statistischer Testverfahren nicht zum Ausgleich von positiven und negativen Werten, sodass höhere mittlere Abweichungen entstehen. Daher sollten zusätzlich die positiven und negativen Abweichungen separat analysiert und beide Mittelwerte angegeben werden, sodass ein berechnetes Modell weder zu groß noch zu klein erscheint (197, 198). Diese Methodik findet Anwendung in der vorliegenden Studie.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

In dieser Untersuchung wurde primär die Machbarkeit von scankörperfreien digitalen Abformungen von ZI im Vergleich zu Scans von TI und EP bewertet. Die statistische Analyse zeigte, dass sich die laterale Genauigkeit der Testgruppe (ZI) nicht signifikant von den Kontrollgruppen (TI und EP) unterschied. Im Gegensatz dazu zeigte die marginale Genauigkeit von ZI keine statistisch signifikanten Abweichungen im Vergleich zu TI, aber signifikante Unterschiede zu EP. Daher muss die Null-Hypothese, die keinen signifikanten Unterschied zwischen den digitalen Abformungen von ZI, EP und TI annimmt, verworfen werden. Sekundär wurde die Genauigkeit der virtuellen Rekonstruktion des Abutments von ZI anhand von simulierten klinischen Situationen evaluiert. Zu diesem Zweck wurde eine virtuelle Rekonstruktion auf der Grundlage des ursprünglichen virtuellen Datensatzes des ZI-Abutments erstellt. Das Fehlen signifikanter Unterschiede zwischen den rekonstruierten Implantaten (ZI₁₋₄), unabhängig vom Ausmaß der Rekonstruktion, zeigt die Machbarkeit der in der vorliegenden Studie verwendeten virtuellen Rekonstruktion und macht es für die klinische Anwendung empfehlenswert. Dennoch wurden beim Vergleich von ZI₁₋₄ mit ZI auf der Genauigkeitsebene kontroverse Ergebnisse erzielt: Auf der einen Seite nahmen die lateralen Abweichungen mit der Rekonstruktion zu, auf der anderen Seite nahmen die marginalen Abweichungen ab. Die höchste mittlere Abweichung in Bezug auf den lateralen Abutmentanteil ergab $56 \pm 21 \mu\text{m}$ im Vergleich zu $38 \pm 15 \mu\text{m}$ in Bezug auf den marginalen Abutmentanteil. Grund für zunehmende laterale Abweichungen können die scharfen Kanten der lateral liegenden Retentionsrillen des ZI-Abutments sein. Bis heute gibt es in der Literatur keine klare Definition des passiven Sitzes in der Implantatprothetik (199) und marginale Abweichungen in einem Bereich zwischen 30 und 150 μm zwischen Implantat und prothetischen Komponenten werden als akzeptabel angesehen (200). Als Ergebnis einer Übersichtsarbeit von 2016 bot die digitale Abformtechnik eine bessere marginale und interne Passung von Einzelzahnkronen als konventionelle

Techniken (201). Die Übersichtsarbeit inkludierte insgesamt 11 Studien, von denen zwei in-vivo und neun in-vitro durchgeführt wurden. Die in-vivo-Analyse ergab, dass digital abgeformte und gefertigte ZrO₂-Einzelzahnkronen signifikant kleinere mittlere marginale Randspalten aufwiesen (76,33±/− 65,32 µm) im Vergleich zur konventionellen Abformtechnik (91,46 ±/− 72,17µm) (p = 0.001) (202). Ebenso belegen die Ergebnisse aktueller Übersichtsarbeiten, dass ein vollständiger digitaler Arbeitsablauf zu Einzelzahnkronen mit vergleichbarer oder sogar besserer marginaler Passung im Vergleich zu konventionellen Techniken führt (203, 204). Die aktuellste Übersichtsarbeit berücksichtigte insgesamt 10 Studien hinsichtlich der marginalen, axialen und okklusalen Passung von vollkeramischen Einzelzahnkronen (204). Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass es zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen digitaler und konventioneller Abformtechnik gab, die digitale Abformtechnik jedoch eine bessere Marginal- und Axialpassung als die konventionelle Abformtechnik ermöglichte. Daher stehen die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung im Einklang mit der aktuellen Literatur. Die virtuelle Rekonstruktion von partiellen Scans mittels digitaler Nachbearbeitung mit einem vorgegebenen Datensatz vereinfachte den simulierten intraoralen Digitalisierungsprozess und zeigte, dass ein unvollständiges Erfassen des Abutments für rekonstruktive Zwecke ausreichend zu sein scheint. Ein weiterer Vorteil in Bezug auf die Standardisierung und Automatisierung des Arbeitsablaufs stellt die Umwandlung der Oberflächendaten von einer polygonalen Freiform in eine Standardgeometrie dar. Dies erlaubt die automatisierte Bestimmung des Implantatschulterrandes und die Möglichkeit, individualisierte Spacer-Einstellungen für die anschließende Zementierung der Suprastruktur vorzugeben. Die Möglichkeit, ZI virtuell zu rekonstruieren, könnte für den Kliniker insbesondere in kompromittierenden klinischen Situationen nützlich sein und ein patientenfreundlicheres Abformverfahren ermöglichen. Darüber hinaus würde CAD auf der Basis von Standardgeometrien anstelle von Freiformflächen den weiteren Arbeitsablauf im Labor erleichtern. Weitere Untersuchungen sind notwendig, um diese Erkenntnisse in-vivo zu bestätigen.

4.3. Limitation der Arbeit

Der limitierende Faktor dieser Studie ist die Arbeit in einer in-vitro-Umgebung, welche den Einfluss klinischer Parameter wie Speichelfluss, Blutungen, beweglicher Mundschleimhaut sowie das Vorhandensein von Nahtmaterial ausschließt. Daher sind die Ergebnisse dieser

Studie für die klinische Praxis in der Aussagekraft zunächst beeinträchtigt, denn dies könnte zu präziseren Ergebnissen im Vergleich zur klinischen Routine geführt haben (77). Die Richtigkeit eines Intraoralen Scans kann in der klinischen Praxis negativ beeinflusst werden, was somit die Genauigkeit der optischen Übertragung reduziert. Im Hinblick auf die Genauigkeit funktionieren Intraoral-Scanner daher besser in einer in-vitro-Umgebung und die Genauigkeit scheint in-vivo reduziert zu sein (110, 205). Der in dieser Studie verwendete Algorithmus zur Rekonstruktion von ZI auf der Basis einer Standardgeometrie kann klinische Störparameter minimieren und somit zur Richtigkeit des ZI-Scans beitragen. Eine Folgeuntersuchung in-vivo ist jedoch notwendig, um die klinische Machbarkeit zu bestätigen.

Die Testdatensätze wurden jeweils mit dem Referenzdatensatz überlagert, um gleichzeitig Werte für Richtigkeit und Präzision aus einem einzigen Superimpositionsprozess zu erhalten. Zur Analyse der Richtigkeit wurden die Mittelwerte der Superimposition verwendet, und die Präzision hing von den Standardabweichungen ab. Je kleiner die Standardabweichung, desto höher die Präzision. Statistisch wurde die Präzision nicht analysiert, wodurch keine Aussage über die Streuung der Messwerte und somit zum Grad der Wiederholbarkeit getroffen werden konnte.

Des Weiteren wurden lediglich ein einziges Implantatsystem und zwei Scansysteme verwendet. Um eine Übertragbarkeit auf andere Systeme zu gewährleisten, sind Folgeuntersuchungen mit verschiedenen ZrO₂-Implantat- und Scansystemen erforderlich. Die Produktion des in der vorliegenden Arbeit verwendeten Zirkoniumdioxid-Implantats (ceramic.implant, vitaclinical, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) wurde 2021 eingestellt, sodass mit diesem Implantatsystem keine Folgestudien durchgeführt werden können.

4.4. Schlussfolgerung

Unter Berücksichtigung der Limitationen des vorliegenden in-vitro-Aufbaus führt die Digitalisierung von einteiligen ZrO₂-Implantaten ohne Scanbody zu einem genauen virtuellen Modell und stellt eine potenzielle Alternative zu herkömmlichen Abformmethoden dar.

Die nach Überlagerung mit einem Referenzscan gemessenen marginalen Abweichungen unterscheiden sich nicht signifikant von denen des vollständigen ZI Scans.

Der vorgestellte Algorithmus ist ein geeignetes Werkzeug zur Ergänzung der fehlenden Oberflächeninformationen des ZI-Abutments. Schlussfolgernd können unvollständige Scans

auf der Basis einer bekannten Abutmentgeometrie digital rekonstruiert werden und im CAD/CAM Workflow genaue Scanergebnisse erzielen.

Für eine klinische Anwendung müssen die hier verwendeten Algorithmusfunktionen und die Rekonstruktionsmodelle in den computergestützten Digitalisierungs-Workflow mithilfe einer Systemoptimierungs-Software eingebaut werden.

4.5. Ausblick

Die Fortschritte in der Technik haben die Genauigkeit digitaler Implantatabformungen auf ein vergleichbares Niveau mit konventionellen Abformungen gebracht. Insbesondere für einfache prothetische Versorgungen wie ein Einzelzahnimplantat oder implantatgetragene Brückenversorgungen im teilbezahnten Kiefer bietet die digitale Implantatabformung eine vielversprechende Alternative. Für umfangreiche prothetische Versorgungen im teil- und unbezahnten Kiefer auf mehr als vier Implantaten ist die konventionelle verblockte offene Abformung zu empfehlen, da Ganzkieferscans noch immer signifikant ungenauere Scanergebnisse zeigen.

Basierend auf den Ergebnissen dieser Untersuchung ist die Digitalisierung eines einteiligen ZrO₂-Implantats, verglichen mit der Digitalisierung eines zweiteiligen Bone Level Titan Implantats, uneingeschränkt möglich. Darüber hinaus könnte die Möglichkeit der Rekonstruktion von partiellen Abutmentscans zu einer Optimierung und Vereinfachung des klinischen und labortechnischen Workflows nach der Implantatinsertion führen. Zukünftige klinische Untersuchungen sollten die Scengenauigkeit von ZrO₂-Implantaten nach Abutmentrekonstruktion in-vivo verifizieren. Insbesondere die Scengenauigkeit von benachbarten einteiligen ZrO₂-Implantaten im teil- oder unbezahnten Kiefer ist in der Literatur kaum beschrieben und muss in weiteren Studien untersucht werden.

5. Literaturverzeichnis

1. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000*. 2017;73(1):241-58.
2. Sanz M, Noguerol B, Sanz-Sanchez I, Hammerle CHF, Schliephake H, Renouard F, Sicilia A, Cordaro L, Jung R, Klinge B, Valentini P, Alcoforado G, Ornekol T, Pjetursson B, Saile I, Rochietta I, Manuel Navarro J, Heitz-Mayfield L, Francisco H. European Association for Osseointegration Delphi study on the trends in Implant Dentistry in Europe for the year 2030. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(5):476-86.
3. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Gewebeintegrierter Zahnersatz. Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. *Quintessence* 1985:10-76.
4. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
5. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:2-21.
6. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:22-38.
7. Thoma DS, Ioannidis A, Cathomen E, Hammerle CH, Husler J, Jung RE. Discoloration of the Peri-implant Mucosa Caused by Zirconia and Titanium Implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016;36(1):39-45.
8. Hosoki M, Nishigawa K, Miyamoto Y, Ohe G, Matsuka Y. Allergic contact dermatitis caused by titanium screws and dental implants. *J Prosthodont Res*. 2016;60(3):213-9.
9. Fretwurst T, Gad LM, Nelson K, Schmelzeisen R. Dentoalveolar reconstruction: modern approaches. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2015;23(4):316-22.
10. Sandhaus S. [Technic and instrumentation of the implant C.B.S. (Cristalline Bone Screw)]. *Inf Odontostomatol*. 1968;4(3):19-24.
11. Andreietelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(2):158-66.

12. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:32-47.
13. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):285-90.
14. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(2):147-53.
15. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(5):565-71.
16. Lange FF. Transformation toughening. *Journal of Materials Science.* 1982;17(1):225-34.
17. Gautam C JJ, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia Based Dental Ceramics: Structure, Mechanical Properties, Biocompatibility and Applications. *Dalton Trans.* 2016;45.
18. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016;45(48):19194-215.
19. Munz D, Fett T. *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe* 1989.
20. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):366-77.
21. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
22. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater.* 2010;6(12):4547-52.
23. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010;26(8):807-20.
24. Monzavi M, Zhang F, Meille S, Douillard T, Adrien J, Noubissi S, Nowzari H, Chevalier J. Influence of artificial aging on mechanical properties of commercially and non-commercially available zirconia dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;101:103423.

25. Sato T, Ohtaki S, Endo T, Shimada M. Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO₂ Polycrystals by Annealing Under Controlled Humidity Conditions. *J Am Ceram Soc.* 2006;68:C-320-C-2.
26. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Sōmiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *Journal of Materials Science Letters.* 1987;6(4):465-7.
27. Kohal RJ, Spies BC, Vach K, Balmer M, Pieralli S. A Prospective Clinical Cohort Investigation on Zirconia Implants: 5-Year Results. *J Clin Med.* 2020;9(8).
28. Rosentritt M. Alternative Zirkonoxidkeramik. *Quintessenz Zahntech.* 2016;42(6):729-30.
29. Bethke A, Pieralli S, Kohal RJ, Burkhardt F, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC. Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel).* 2020;13(3).
30. Burkhardt F, Spies BC, Riemer L, Adolfsson E, Doerken S, Kohal RJ. Fracture resistance and crystal phase transformation of a one- and a two-piece zirconia implant with and without simultaneous loading and aging-An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(11):1288-98.
31. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1986;15(1):39-52.
32. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):227-31.
33. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):71-6.
34. Bachle M, Butz F, Hubner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):53-9.
35. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent.* 1993;69(6):599-604.
36. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol.* 2004;75(9):1262-8.

37. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(2):311-20.
38. Pieralli S, Kohal RJ, Lopez Hernandez E, Doerken S, Spies BC. Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 2018;34(2):171-82.
39. Kohal R-J, Dennison DK. Clinical Longevity of Zirconia Implants with the Focus on Biomechanical and Biological Outcome. *Current Oral Health Reports*. 2020;7(4):344-51.
40. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007;27(3):251-7.
41. Kniha K, Kniha H, Grunert I, Edelhoff D, Holzle F, Modabber A. Esthetic Evaluation of Maxillary Single-Tooth Zirconia Implants in the Esthetic Zone. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019;39(5):e195-e201.
42. van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, de Roode R, de Wit GC, Cune MS. The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(10):1172-8.
43. Al-Radha AS, Dymock D, Younes C, O'Sullivan D. Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. *J Dent*. 2012;40(2):146-53.
44. Lee DJ, Ryu JS, Shimono M, Lee KW, Lee JM, Jung HS. Differential Healing Patterns of Mucosal Seal on Zirconia and Titanium Implant. *Front Physiol*. 2019;10:796.
45. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1:S267-S90.
46. Blaschke C, Volz U. Soft and hard tissue response to zirconium dioxide dental implants--a clinical study in man. *Neuro Endocrinol Lett*. 2006;27 Suppl 1:69-72.
47. Mellinghoff J. Erste klinische Ergebnisse zu dentalen Schraubenimplantaten aus Zirkonoxid. *Z Zahnärztl Impl*. 2006;22(4):288-93.
48. Becker J, John G, Becker K, Mainusch S, Diedrichs G, Schwarz F. Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(1):29-35.
49. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(4):371-6.

50. Preis V, Kammermeier A, Handel G, Rosentritt M. In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater.* 2016;32(6):765-74.
51. Pieralli S, Kohal RJ, Jung RE, Vach K, Spies BC. Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *J Dent Res.* 2017;96(1):38-46.
52. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:135-53.
53. Kiechle S, Liebermann A, Mast G, Heitzer M, Möhlhenrich SC, Hölzle F, Kniha H, Kniha K. Evaluation of one-piece zirconia dental implants: An 8-year follow-up study. *Clin Oral Investig.* 2023;27(7):3415-21.
54. Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaca JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 2:e751-64.
55. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):779-96.
56. Knapp W. *CIRP Encyclopedia of Production Engineering.* Berlin, Heidelberg: Eds. Springer Berlin Heidelberg; 8. April 2014. 1396 p.
57. Chang PK, Chen YC, Huang CC, Lu WH, Chen YC, Tsai HH. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):e96-101.
58. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *Journal of Medical Engineering.* 2013;2013.
59. Winter W, Klein D, Karl M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *J Oral Implantol.* 2013;39(1):23-9.
60. Farronato D, Pasini PM, Campana V, Lops D, Azzi L, Manfredini M. Can transfer type and implant angulation affect impression accuracy? A 3D in vitro evaluation. *Odontology.* 2021;109(4):884-94.
61. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent.* 2016;55:68-74.
62. Huang C, Somar M, Li K, Mohadeb JVN. Efficiency of Cordless Versus Cord Techniques of Gingival Retraction: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2017;26(3):177-85.
63. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont.* 2015;24(4):313-21.

64. Alsharbaty MHM, Alikhasi M, Zarrati S, Shamshiri AR. A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques. *J Prosthodont*. 2019;28(4):e902-e8.
65. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(6):1281-8.
66. Flugge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:374-92.
67. Aktas G, Ozcan N, Aydin DH, Sahin E, Akca K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent*. 2014;111(5):367-72.
68. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont*. 2017;26(1):34-41.
69. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater*. 2013;29(9):945-53.
70. Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):851-6.
71. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e175-82.
72. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(4):465-72.
73. Moreno A, Gimenez B, Ozcan M, Pradies G. A clinical protocol for intraoral digital impression of screw-retained CAD/CAM framework on multiple implants based on wavefront sampling technology. *Implant Dent*. 2013;22(4):320-5.
74. Balamurugan T, Manimaran P. Evaluation of accuracy of direct transfer snapon impression coping closed tray impression technique and direct transfer open tray impression technique: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(3):226-32.

75. Fernandez MA, Paez de Mendoza CY, Platt JA, Levon JA, Hovijitra ST, Nimmo A. A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *J Prosthodont*. 2013;22(5):367-76.
76. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):836-45.
77. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008;100(4):285-91.
78. Stimmelmayer M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig*. 2012;16(4):1137-42.
79. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
80. Di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, Savio G, Vigolo P, Monaco C, Stellini E. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *J Prosthodont Res*. 2019;63(4):396-403.
81. Joda T, Bragger U, Zitzmann NU. CAD/CAM implant crowns in a digital workflow: Five-year follow-up of a prospective clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(1):169-74.
82. Joda T, Derksen W, Wittneben JG, Kuehl S. Static computer-aided implant surgery (s-CAIS) analysing patient-reported outcome measures (PROMs), economics and surgical complications: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:359-73.
83. Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:117-36.
84. Papaspyridakos P, Kang K, DeFuria C, Amin S, Kudara Y, Weber HP. Digital workflow in full-arch implant rehabilitation with segmented minimally veneered monolithic zirconia fixed dental prostheses: 2-year clinical follow-up. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(1):5-13.
85. Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:416-35.
86. Wismeijer D, Joda T, Flugge T, Fokas G, Tahmaseb A, Bechelli D, Böhner L, Bornstein M, Burgoyne A, Caram S, Carmichael R, Chen CY, Coucke W, Derksen W, Donos N, El Kholy K, Evans C, Fehmer V, Fickl S, Fragola G, Gimenez Gonzales B, Gholami H, Hashim D, Hui Y, Kökat A, Vazouras K, Kühl S, Lanis A, Leesungbok R, van der Meer J, Liu Z, Sato T, De

Souza A, Scarfe WC, Tosta M, van Zyl P, Vach K, Vaughn V, Vucetic M, Wang P, Wen B, Wu V. Group 5 ITI Consensus Report: Digital technologies. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:436-42.

87. Muhlemann S, Kraus RD, Hammerle CHF, Thoma DS. Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 18:184-95.

88. Grunheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146(5):673-82.

89. Mangano A, Beretta M, Luongo G, Mangano C, Mangano F. Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress Among Young Orthodontic Patients. *Open Dent J.* 2018;12:118-24.

90. Akarslan ZZ, Yildirim Bicer AZ. Influence of gag reflex on dental attendance, dental anxiety, self-reported temporomandibular disorders and prosthetic restorations. *J Oral Rehabil.* 2013;40(12):932-9.

91. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc.* 2009;140(10):1301-4.

92. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* 2020;29(4):309-14.

93. Spies BC, Sauter C, Wolkewitz M, Kohal RJ. Alumina reinforced zirconia implants: effects of cyclic loading and abutment modification on fracture resistance. *Dent Mater.* 2015;31(3):262-72.

94. Spies BC, Pieralli S, Vach K, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated ceramic implant-supported single crowns made from lithium disilicate: Final results of a 5-year prospective cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(5):876-83.

95. Spies BC, Kohal RJ, Balmer M, Vach K, Jung RE. Evaluation of zirconia-based posterior single crowns supported by zirconia implants: preliminary results of a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(5):613-9.

96. Papaspyridakos P, Vazouras K, Chen YW, Kotina E, Natto Z, Kang K, Chochlidakis K. Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2020;29(8):660-78.

97. Schmidt A, Rein PE, Wöstmann B, Schlenz MA. A comparative clinical study on the transfer accuracy of conventional and digital implant impressions using a new reference key-based method. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(4):460-9.
98. Schmidt A, Wostmann B, Schlenz MA. Accuracy of digital implant impressions in clinical studies: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2022;33(6):573-85.
99. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* 2010;38(7):553-9.
100. Marghalani A, Weber HP, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, Papaspyridakos P. Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):574-9.
101. Jiang X, Lin Y, Cui HY, Di P. Immediate loading of multiple splinted implants via complete digital workflow: A pilot clinical study with 1-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(3):446-53.
102. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):660-6.
103. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.
104. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):167-78.
105. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
106. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(1):9-16.
107. Leonhardt A, Renvert S, Dahlen G. Microbial findings at failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5):339-45.
108. Augthun M, Conrads G. Microbial findings of deep peri-implant bone defects. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(1):106-12.
109. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511-9.
110. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):313-20.

111. Iturrate M, Eguiraun H, Etxaniz O, Solaberrieta E. Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):447-54.
112. Papaspyridakos P, Chen YW, Gonzalez-Gusmao I, Att W. Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: A technique. *J Prosthet Dent.* 2019;122(3):189-92.
113. Gomez-Polo M, Ballesteros J, Perales-Padilla P, Perales-Pulido P, Gomez-Polo C, Ortega R. Guided implant scanning: A procedure for improving the accuracy of implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2020;124(2):135-9.
114. Monaco C, Scheda L, Ciocca L, Zucchelli G. The prototype concept in a full digital implant workflow. *J Am Dent Assoc.* 2018;149(10):918-23.
115. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):11-9.
116. Kim KR, Seo KY, Kim S. Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *J Prosthet Dent.* 2019;122(6):543-9.
117. Moura RV, Kojima AN, Saraceni CHC, Bassolli L, Balducci I, Ozcan M, Mesquita AMM. Evaluation of the Accuracy of Conventional and Digital Impression Techniques for Implant Restorations. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e530-e5.
118. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int J Prosthodont.* 2018;31(2):171-5.
119. Pozzi A, Arcuri L, Lio F, Papa A, Nardi A, Londono J. Accuracy of complete-arch digital implant impression with or without scanbody splinting: An in vitro study. *J Dent.* 2022;119:104072.
120. Zhang YJ, Shi JY, Qian SJ, Qiao SC, Lai HC. Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *Int J Oral Implantol (Berl).* 2021;14(2):157-79.
121. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.
122. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont.* 2018;31(4):375-6.
123. Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. *Materials (Basel).* 2020;13(8).

124. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont.* 2018;31(2):107-13.
125. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps AI. Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *J Prosthet Dent.* 2019;121(5):811-20.
126. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int.* 2017;48(1):41-50.
127. Leu M, Delli P, Walker M. *Digital Design and Fabrication in Dentistry.* 2008. p. 125-55.
128. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J.* 2006;56(5):301-9.
129. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):194-200.
130. Chan DC, Chung AK, Haines J, Yau EH, Kuo CC. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent.* 2011;36(5):486-91.
131. Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med.* 2007;37(5):579-87.
132. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradíes G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):543-50.e1.
133. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(6):648-53.
134. Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, De Bruyn H. Accuracy of optical dental digitizers: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015;35(1):115-21.
135. Kerr M, Park N, Leeson D, Nikolskiy S. Dimensional accuracy of microcomputed tomography-scanned half-arch impressions. *J Prosthet Dent.* 2019;121(5):797-802.
136. Zotti F, Rosolin L, Bersani M, Poscolere A, Pappalardo D, Zerman N. Digital Dental Models: Is Photogrammetry an Alternative to Dental Extraoral and Intraoral Scanners? *Dent J (Basel).* 2022;10(2).

137. Baghani MT, Shayegh SS, Johnston WM, Shidfar S, Hakimaneh SMR. In vitro evaluation of the accuracy and precision of intraoral and extraoral complete-arch scans. *J Prosthet Dent.* 2021;126(5):665-70.
138. Çakmak G, Yilmaz H, Santos AT, Kökat AM. Accuracy of Different Complete-Arch Digital Scanning Techniques with a Combined Healing Abutment-Scan Body System. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(1):67-75.
139. Zarone F, Ruggiero G, Ferrari M, Mangano F, Joda T, Sorrentino R. Accuracy of a chairside intraoral scanner compared with a laboratory scanner for the completely edentulous maxilla: An in vitro 3-dimensional comparative analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;124(6):761.e1-e7.
140. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(11):1360-7.
141. Flugge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):277-83.
142. Deferm JT, Schreurs R, Baan F, Bruggink R, Merckx MAW, Xi T, Bergé SJ, Maal TJJ. Validation of 3D documentation of palatal soft tissue shape, color, and irregularity with intraoral scanning. *Clin Oral Investig.* 2018;22(3):1303-9.
143. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):85-95.
144. Zhongpeng Y, Tianmin X, Ruoping J. Deviations in palatal region between indirect and direct digital models: an in vivo study. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):66.
145. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015;46(1):9-17.
146. Li Z, Huang R, Wu X, Chen Z, Huang B, Chen Z. Effect of Scan Pattern on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions with Two Intraoral Scanners. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(4):731-9.
147. Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, Renne WG. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(2):113-8.
148. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016;47(4):343-9.
149. Rehmann P, Sichert V, Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont.* 2017;30(1):27-9.

150. Besl PJM, Neil D. A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 1992;14:239--56.
151. Akyalcin S, Dyer DJ, English JD, Sar C. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: diagnostic accuracy and surface registration analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(6):831-7.
152. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014;18(6):1687-94.
153. Calesini G, Zarone F, Sorrentino R, Micarelli C, Fabianelli A, Papacchini F, Gherlone E. Effect of 2 impression techniques on the dimensional accuracy of working implant prosthesis models: an in vitro study. *J Craniofac Surg.* 2014;25(3):822-7.
154. Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent.* 2014;42(12):1551-9.
155. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(6):715-9.
156. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(6):676-81.
157. Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1487-94.
158. Karakas-Stupar I, Zitzmann NU, Joda T. A novel reference model for dental scanning system evaluation: analysis of five intraoral scanners. *J Adv Prosthodont.* 2022;14(2):63-9.
159. Alikhasi M, Bassir SH, Naini RB. Effect of multiple use of impression copings on the accuracy of implant transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):408-14.
160. Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S. The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(4):822-9.
161. Bergin JM, Rubenstein JE, Mancl L, Brudvik JS, Raigrodski AJ. An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *J Prosthet Dent.* 2013;110(4):243-51.
162. Beyabanaki E, Shamshiri AR, Alikhasi M, Monzavi A. Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments. *J Prosthodont.* 2017;26(1):48-55.
163. Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):1512-20.

164. Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivoilella S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 2:e721-9.
165. Ebadian B, Rismanchian M, Dastgheib B, Bajoghli F. Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12(2):136-43.
166. Geramipannah F, Sahebi M, Davari M, Hajimahmoudi M, Rakhshan V. Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(9):1098-105.
167. Ghahremanloo A, Seifi M, Ghanbarzade J, Abrisham SM, Javan RA. Effect of Polyvinyl Siloxane Viscosity on Accuracy of Dental Implant Impressions. *J Dent (Tehran)*. 2017;14(1):40-7.
168. Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent*. 2017;2017:6306530.
169. Martinez-Rus F, Garcia C, Santamaria A, Ozcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent*. 2013;22(3):268-76.
170. Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):1422-8.
171. Nakhaei M, Madani AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12(5):431-7.
172. Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(2):218-25.
173. Selvaraj S, Dorairaj J, Mohan J, Simon P. Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16(2):167-75.
174. Siadat H, Alikhasi M, Beyabanaki E, Rahimian S. Comparison of Different Impression Techniques When Using the All-on-Four Implant Treatment Protocol. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):265-70.

175. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):517-23.
176. Vojdani M, Torabi K, Ansarifard E. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dent Res J (Isfahan).* 2015;12(4):315-22.
177. Wegner K, Weskott K, Zenginel M, Rehmann P, Wostmann B. Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(4):989-95.
178. Haghi HR, Shiehzadeh M, Nakhaei M, Ahrary F, Sabzevari S. Effect of technique and impression material on the vertical misfit of a screw-retained, three-unit implant bridge: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(1):41-7.
179. Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int.* 2012;43(2):119-25.
180. Tarib NA, Seong TW, Chuen KM, Kun MS, Ahmad M, Kamarudin KH. Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2012;20(1):35-9.
181. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e30-8.
182. Gokcen-Rohlig B, Ongul D, Sancakli E, Sermet B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant Dent.* 2014;23(3):283-8.
183. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):228-40.
184. Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(1):102-9.
185. Ongul D, Gokcen-Rohlig B, Sermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J.* 2012;57(2):184-9.
186. Ono S, Yamaguchi S, Kusumoto N, Nakano T, Sohmura T, Yatani H. Optical impression method to measure three-dimensional position and orientation of dental implants using an optical tracker. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(10):1117-22.

187. Pera F, Pesce P, Bevilacqua M, Setti P, Menini M. Analysis of Different Impression Techniques and Materials on Multiple Implants Through 3-Dimensional Laser Scanner. *Implant Dent.* 2016;25(2):232-7.
188. Pozzi A, Tallarico M, Mangani F, Barlattani A. Different implant impression techniques for edentulous patients treated with CAD/CAM complete-arch prostheses: a randomised controlled trial reporting data at 3 year post-loading. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6(4):325-40.
189. Sabouhi M, Bajoghli F, Abolhasani M. Evaluation of the three-dimensional accuracy of implant impression techniques in two simulated clinical conditions by optical scanning. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(1):26-34.
190. Sabouhi M, Bajoghli F, Dakhilalian M, Beygi A, Abolhasani M. Effects of Impression Coping Design, Impression Technique, and Dental Undercuts on the Accuracy of Implant Impressions Assessed by 3-Dimensional Optical Scanning: An In Vitro Study. *Implant Dent.* 2016;25(2):238-46.
191. Shim JS, Ryu JJ, Shin SW, Lee JY. Effects of Implant Angulation and Impression Coping Type on the Dimensional Accuracy of Impressions. *Implant Dent.* 2015;24(6):726-9.
192. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015;24(5):498-504.
193. Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int.* 2012;43(7):555-62.
194. Zen BM, Soares EF, Rodrigues MA, Luthi LF, Consani RL, Mesquita MF, Henriques GE. Comparison of the Accuracy of Different Transfer Impression Techniques for Osseointegrated Implants. *J Oral Implantol.* 2015;41(6):662-7.
195. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wostmann B, Luthardt RG. Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(1):85-94.
196. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One.* 2016;11(9):e0163107.
197. Guth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1445-55.
198. Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent.* 2018;2018:5189761.

199. Rutkunas V, Larsson C, Vult von Steyern P, Mangano F, Gedrimiene A. Clinical and laboratory passive fit assessment of implant-supported zirconia restorations fabricated using conventional and digital workflow. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(2):237-45.
200. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:63-9.
201. Chochlidakis KM, Pappaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):184-90 e12.
202. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent.* 2015;43(2):201-8.
203. Hasanzade M, Aminikhah M, Afrashtehfar KI, Alikhasi M. Marginal and internal adaptation of single crowns and fixed dental prostheses by using digital and conventional workflows: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;126(3):360-8.
204. Manisha J, Srivastava G, Das SS, Tabarak N, Choudhury GK. Accuracy of single-unit ceramic crown fabrication after digital versus conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2023;23(2):105-11.
205. Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(3):471-8.

6. Anhang

6.1. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Luisa Valentina Kohnen, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Scangenaugigkeit eines einteiligen Zirkoniumdioxid-Implantats ohne Scanbody / Scanning accuracy of a one-piece zirconia oral implant without a scanbody“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet. Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

6.2. Anteilserklärung

Luisa Valentina Kohnen hatte folgenden Anteil an der Publikation.

Publikation:

Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. Materials (Basel). 2020 Apr 24;13(8):1990.

Beitrag im Einzelnen:

Die Fragestellung der vorliegenden Publikation wurde durch PD Dr. med. dent. Christian Wesemann (im Weiteren C.W. genannt) und Dr. med. dent. Stefano Pieralli (im Weiteren S.P. genannt) entwickelt.

Das Konzept und das Protokoll der vorliegenden Publikation wurden durch C.W., S.P. und durch mich (Doktorandin Luisa Valentina Kohnen, im Weiteren L.V.K. genannt) in Abstimmung mit Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer (im Weiteren F.B. genannt) und Prof. Dr. med. dent. Benedikt Spies (im Weiteren B.S. genannt) entwickelt.

Daraufhin wurde durch mich das Studienmodell erstellt. Im Zahntechnischen Labor der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre habe ich das Studienmodell mit einem Desktopscanner zur Erstellung eines Referenzdatensatzes digitalisiert. Im Anschluss habe ich die in-vitro-Scans des Studienmodells mit zwei Scansystemen zur Erstellung der Testdatensätze durchgeführt. Zunächst wurden zur Fallzahlberechnung fünf Pilotskans und im Anschluss insgesamt 13 Scans je Scansystem durchgeführt. Das Rekonstruktionsmodell zur Wiederherstellung der Abutmentmorphologie wurde auf Grundlage des STL Datensatzes des Implantat Herstellers von C.W. erstellt. Der Referenzdatensatz sowie die Testdatensätze wurden durch mich modifiziert. Die modifizierten Testdatensätze, das Rekonstruktionsmodell sowie der Referenzdatensatz wurden durch mich übereinander gelagert und ich habe die 3D - Oberflächenabweichungen im Rahmen der Superimpositionsmessung ermittelt. Die statistische Analyse und Auswertung der Daten erfolgte durch C.W. in enger Abstimmung mit mir und S.P.. Die Interpretation der Daten erfolgte im Anschluss durch C.W. und S.P. in enger Abstimmung mit mir. Alle Abbildungen und Tabellen wurden durch C.W., S.P. in Abstimmung mit mir und B.S. zur Verdeutlichung des Studienaufbaus und der Darstellung der Ergebnisse angefertigt. Der Erstentwurf des Manuskripts erfolgte durch C.W. und S.P. und wurde unter Supervision und kritischer Interpretation von mir, F.B. und B.S. angepasst und überarbeitet. Anmerkungen der

Peer-Reviewer wurden durch S.P. und C.W. vor der erfolgreichen Veröffentlichung umgesetzt.

Unterschrift, Datum und Stempel des/der erstbetreuenden Hochschullehrers/in

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

6.3. Lebenslauf

"Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

6.4. Publikationsliste

Publikationen

Pieralli S, Spies BC, Kohnen LV, Beuer F, Wesemann C. Digitization of One-Piece Oral Implants: A Feasibility Study. *Materials (Basel)*. 2020 Apr 24;13(8):1990.

Kohnen LV, Beuer F, Hey J, Adali U. Esthetic and functional rehabilitation of a patient with a bilateral cleft of lip, alveolar process, and palate with anterior all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *Quintessence Int*. 2023;54(9):746-9.

Poster

L.V. Kohnen, S. Pieralli, B.C. Spies, F. Beuer, C. Wesemann. Digitalisierung einteiliger Zirkoniumdioxid-Implantate ohne Scanbody: Eine Machbarkeitsstudie. 33. Kongress der DGI 28. - 30. November 2019, Hamburg.

6.5. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Univ.- Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer, Direktor und Leiter der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre, Charité Berlin, für die Ermöglichung und Begleitung meiner Promotion.

Großer Dank gilt ebenso Dr. med. dent Christian Wesemann, wissenschaftlicher Mitarbeiter der Abteilung für Kieferorthopädie, Orthodontie und Kinderzahnmedizin, Charité Berlin für die produktive wissenschaftliche Zusammenarbeit und seine tatkräftige Unterstützung bei der statistischen Auswertung und die Betreuung der Promotion.

Weiterhin danke ich dem gesamten wissenschaftlichen Team, im Besonderen Stefano Pieralli und Univ.-Prof. Dr. med. dent. Benedikt Spies für die Publikation der Studie und stets hilfsbereite und vielseitige Unterstützung.

Ferner bedanke ich mich bei Robert Nicic für die Unterstützung bei der Datenerhebung.

Nicht weniger gilt mein Dank meinem Vater Holger Kohnen, meiner Mutter Herminia Maria Kornstaedt und meiner Großmutter Wilma Kohnen, die mich über den gesamten Zeitraum meiner Laufbahn unterstützt haben und mir stets mit gutem Rat Beiseite standen.

Und nicht zuletzt möchte ich meiner Familie, meinen Freunden und meinem Freund für die fortwährende motivierende Unterstützung, den stetigen Rückhalt und den guten Zuspruch danken.

6.6. Bescheinigung des akkreditierten Statistikers



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

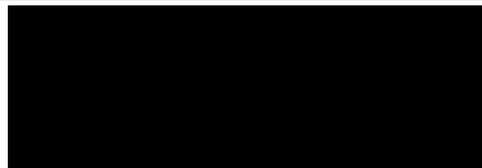
Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin

Tel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>



Promotionsinstitution / Klinik: CC03 Abteilung für
Zahnärztliche Prothetik

Bescheinigung

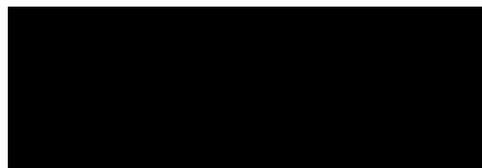
Hiermit bescheinige ich, dass *Frau Luisa Valentina Kohnen* innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- *Termin 1: 16.8.2021*
- *Termin 2: 24.9.2021*
- *Termin 3: 1.3.2022*

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- Post-hoc Tests bei MANOVA durchführen, Ergebnisse in der Diskussion hinreichend interpretieren
- Grafische Darstellung der Ergebnisse ansprechend wählen

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.



Unterschrift BeraterIn