

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

betreut am
Zentrum der Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde, Carolinum
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Direktor: Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer

**Klinische Studie zur Erfassung der Ergebnisqualität und des therapeutischen
Zeitaufwands eines konventionellen vs. eines digitalen intraoralen Abformverfah-
rens für die Herstellung von vollkeramischen Zahnersatz**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
des Fachbereiches Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Danush Oliver Ahrberg

aus Seeheim-Jugenheim

Frankfurt am Main, 2017

Dekan:	Prof. Dr. Josef M. Pfeilschifter
Referent:	Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer
Korreferent:	Prof. Dr. Dr. Robert Sader
Tag der mündlichen Prüfung:	14.11.2017

Meinen geliebten Eltern Jaleh Noorian Ahrberg und Martin Ahrberg gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Zusammenfassung	
1.1. Deutsch	4
1.2. Englisch	5
2. Übergreifende Zusammenfassung	
2.1 Zielsetzung	6
2.2 Einleitung	7
2.2.1 Extraorale Digitalisierung	9
2.2.2 Intraorale Digitalisierung.....	10
2.2.3 Computer-Aided-Design	12
2.2.4 Computer-Aided-Manufacture	13
2.3 Darstellung der Publikation und Diskussion der Ergebnisse	14
3. Übersicht der zur Veröffentlichung angenommenen Manuskripte	22
4. Publikation	
4.1 Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial	23
5. Darstellung des eigenen Anteils	33
6. Literaturverzeichnis	34
7. Danksagung	38
8. Lebenslauf	39
9. Schriftliche Erklärung	40

Abkürzungsverzeichnis

Lava C.O.S	Lava Chairside Oral Scanner
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacture
CEREC	Chairside Economical Restoration of Ceramic Reconstruction
µm	Mikrometer
CNC	Computer Numeric Machine
STL	Standard Tessellation Language
Y-TZP	Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal
SLA	Stereolithographie
FDP	Fixed Dental Protheses

1. Zusammenfassung

1.1 Deutsch

In dieser klinischen, randomisierten, doppelverblindeten Vergleichsstudie untersuchten wir, welchen Einfluss auf die Passgenauigkeit von Einzelzahnkronen und dreigliedrigen Brücken aus Vollkeramik zum einen die Anwendung einer intraoralen Digitalisierung mithilfe eines Intraoralscanners (*Lava C.O.S Scanner*, 3M ESPE, D-Seefeld) und zum anderen der Einsatz einer extraoralen Digitalisierung auf Basis einer konventionellen Abformung (*Impregum penta soft*, 3M ESPE, D-Seefeld) hat. Als weiteres Prüfkriterium wurde die Effizienz der jeweiligen Abformmethoden untersucht. Die Fragestellung sollte eine Aussage dazu treffen können, ob die digitale Abformung im klinischen Alltag des Zahnarztes einen Vorteil gegenüber der konventionellen Abformung erbringen kann. In der Studie wurden 25 Patienten eingeschlossen und beide Abformmethoden nach der Zahnpräparation in einer randomisierten Abfolge angewandt. Beim Intraoralscanner waren ein Ganzkieferscan für die Brückenrestaurationen und ein Quadrantenscan für Einzelzahnkronen erforderlich. Die klinischen Arbeitsschritte wurden zeitlich erfasst. Die Kronen- und Brückengerüste aus Zirkoniumdioxidkeramik basierten auf den unterschiedlichen Abformmethoden. Die Gerüste wurden vor der Anprobe verblindet und mit Hilfe von Silikonreplikas die Passgenauigkeit am marginalen Randspalt, an der axialen Wand, am axio-okklusalen Übergang, sowie am okklusalen Messpunkt unter 66x Vergrößerung ermittelt.

Der marginale Randspalt der Restaurationen auf der Basis der konventionellen Abformung betrug 68,64 μm (Medianwert), respektive 60,31 μm bei der digitalen Abformung und unterschied sich statistisch signifikant. Die Passung an der axialen Wand ergab bei der digitalen Abformung 88,27 μm , bei konventioneller 92,13 μm , am axio-okklusalen Übergang 144,78 μm vs. 155,60 μm , am okklusalen Messpunkt 155,57 μm vs. 171,51 μm . Letzter wies einen statistisch signifikanten Unterschied auf (Mann-Whitney U Test, $p = 0,05$). Die Zeitmessung zeigte eine Ersparnis von 5 min 6 sec beim Quadrantenscan und 1 min 34 sec beim Ganzkieferscan zu Gunsten der digitalen Abformung.

Die Studienergebnisse weisen eine effizientere klinische Arbeitsweise der digitalen gegenüber der konventionellen Abformung nach, die mit einer identischen Passungsqualität einhergeht.

1.2 Englisch

The aim of this clinical, randomized study was to evaluate how two different impression methods and their way of digitalization can influence the fit of an all-ceramic zirconia restoration. Single crowns and three-unit Fixed dental prostheses (FDP's) were produced either by an impression with an intraoral scanning device (*Lava C.O.S Scanner*, 3M ESPE, D-Seeefeld) or an extraoral digitalization of a master cast based on a conventional impression method (*Impregum pent soft*, 3M ESPE, D-Seeefeld). Both methods were compared how efficient their clinical handling was with regards to time and the clinical fit of the restorations. The hypothesis of this study was an advantage for digital, intraoral scanning compared to conventional impression in clinical daily routine.

In the study 25 patients were enrolled, and both impression methods after the tooth preparation were applied in a randomized sequence. The intraoral scanner required a full-arch scan for bridge restorations and a quadrant scan for single tooth crowns. The clinical work steps were recorded in time. The crown and bridge frameworks made of zirconia ceramics were based on different impression methods. After the frames were blinded a silicone replica method was used in-vivo to assess marginal and internal gap at the landmarks mid-axial wall, axio-occlusal transition and centro-occlusal under a 66x magnification.

The marginal gap of the restorations on the basis of the conventional impression was 68.64 μm (median value) and 60.31 μm for the digital image and differed statistically significantly. The fit on the axial wall yielded 88.27 μm in the case of a digital impression, while in conventional 92.13 μm , the axio-occlusal transition was 144.78 μm vs. 155.60 μm , at the occlusal measuring point 155.57 μm vs 171.51 μm . The latter had a statistically significant difference (Mann-Whitney U test, $p = 0,05$). The time measurement showed a saving of 5 min 6 sec in the quadrant scan and 1 min 34 sec in the full arch scan in favor of digital imaging.

The results of the study show a more efficient clinical workflow of the digital compared to the conventional impression technique which corresponds to an identical quality of fit.

2. Übergreifende Zusammenfassung der Dissertation

2.1 Zielsetzung

In der Fertigungsindustrie wird die computergestützte Herstellung von Industrieteilen seit Jahrzehnten wegen dadurch möglicher Effizienz und Qualitätssteigerung durchgeführt. Ziel dieser Arbeit war es, die Ergebnisqualität bezüglich Passgenauigkeit und die Effizienz einer direkten Digitalisierung der Zähne mithilfe eines lichtoptischen Intraoralscanners, basierend auf dem Prinzip des „Active Wavefront Sampling“, klinisch zu evaluieren. Als Kontrollgruppe diente die konventionelle Abformung.

Als Studiendesign wurde ein prospektives, randomisiertes und doppelt verblindetes Vorgehen gewählt, um eine subjektive Beeinflussung durch Behandler oder Patienten sicher ausschließen zu können.

Für das Qualitätskriterium Passgenauigkeit spielt der marginale Randspalt am Kronenrand eine entscheidende Rolle in Bezug auf die Überlebensdauer einer Restauration. Es besteht in der Fachwelt ein Konsens, dass eine marginale Diskrepanz von 100-120 µm klinisch akzeptabel ist [1]. Zusätzlich spielt die interne Passung der Restauration an den axialen Wänden, an den Höckerabhängen und im okklusalen Bereich der Seitenzähne eine große Rolle für die Lebensdauer vollkeramischer Restaurationen. Innere Passungenauigkeiten können das Risiko einer Keramikfraktur erhöhen, da durch den vergrößerten Zementspalt zwischen Zahn und Krone weniger Platz für das Keramikmaterial zur Verfügung steht [2,3]. Zudem wurde bei Gerüstmaterialien aus Zirkoniumdioxid festgestellt, dass ein erhöhter Zementspalt Einfluss hat auf Mikrorisse in der Gefügestruktur [4]. Bereits vorhandene klinische Untersuchungen [5-7] über digitale Abformungen mangelt es an einem direkten Vergleich der Ergebnisqualität am gleichen Patienten mit zwei unterschiedlichen Abformmethoden erzeugten, doppelt verblindeten Restaurationen. Zudem existiert kaum Literatur, die sich mit der Fragestellung der benötigten Zeit einer digitalen Abformung auseinandersetzt [8,9]. Ein objektiver Vergleich zwischen einem Halbseitenscan für Einzelzahnkronen und einem Ganzkieferscan für dreigliedrigen Brücken und der Kontrollgruppe berücksichtigt das unterschiedliche Vorgehen bei der digitalen Abformung. Insbesondere kann dadurch festgestellt werden, ob die intraorale digitale Abformung auch bei Brückenrestaurationen einen Zeitgewinn erzielt.

2.2 Einleitung

Die wachsende Nachfrage der Patienten nach dauerhaften, biokompatiblen, preiswerten und zugleich ästhetisch hochwertigen Restaurationen stellt für den Zahnarzt eine immer größere Herausforderung dar [10].

Durch die Einführung digitaler Technologien entstehen tiefgreifende Veränderungen in Diagnose- und Therapieprozessen innerhalb der Zahnmedizin und Zahntechnik. Die Ursprünge gehen dabei weit in die Vergangenheit zurück. Bereits im Jahr 1971 hat Duret als Erster zur Entwicklung der dentalen Computer-aided-design/Computer-aided-manufacture (CAD/CAM) Technologie beigetragen und konnte Kronen nach einer optischen Abformung mit damals sehr großem Aufwand fräsen lassen [11]. Er entwickelte das Sopa System (Sopa Bioconcept Inc., Los Angeles, USA), welches 1993 wieder eingestellt wurde, aber einen großen Einfluss auf weitere Forschungen auf diesem Gebiet hatte.

Mörmann und Brandestini begannen 1980 mit der Entwicklung eines Chairside-Systems aus dem später das CEREC-System (Dentsply Sirona, D-Bensheim) entstand [12]. Mit dem 1988 eingeführten System begann die praktische Anwendung eines CAD/CAM Systems in der Zahnheilkunde.

In derselben Zeit arbeitete Dr. Andersson an der Entwicklung eines weiteren CAD/CAM Systems, welches 1989 als Procera System (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) auf den Markt kam. Dabei versuchte er erstmals, Gerüste aus Titan über Funkenerosion herzustellen, welche anschließend mit einem Kunststoffmaterial verblendet wurden [13]. Procera wurde später weiterentwickelt für die zentrale Fertigung von vollkeramischen Gerüsten und war Vorreiter für spätere CAD/CAM Systeme.

Trotz der frühen Anfänge dauerte es noch an, bis diese Technologie zu einem bedeutenden klinischen Forschungsgebiet avancierte. In vielen zahntechnischen Betrieben ist die Automatisierung von Arbeitsabläufen bei der Herstellung von Zahnersatz inzwischen zum Standard geworden [14].

Durch diese Entwicklungen der computergestützten Fertigung von Zahnersatz konnten nicht nur Qualität und Produktivität entscheidend optimiert werden. Es wurde auch ein hohes Maß an Standardisierung, Kostensenkung und Zeitersparnis erzielt sowie die Anwendung von neuen, biokompatiblen und ästhetischen Materialien – insbesondere

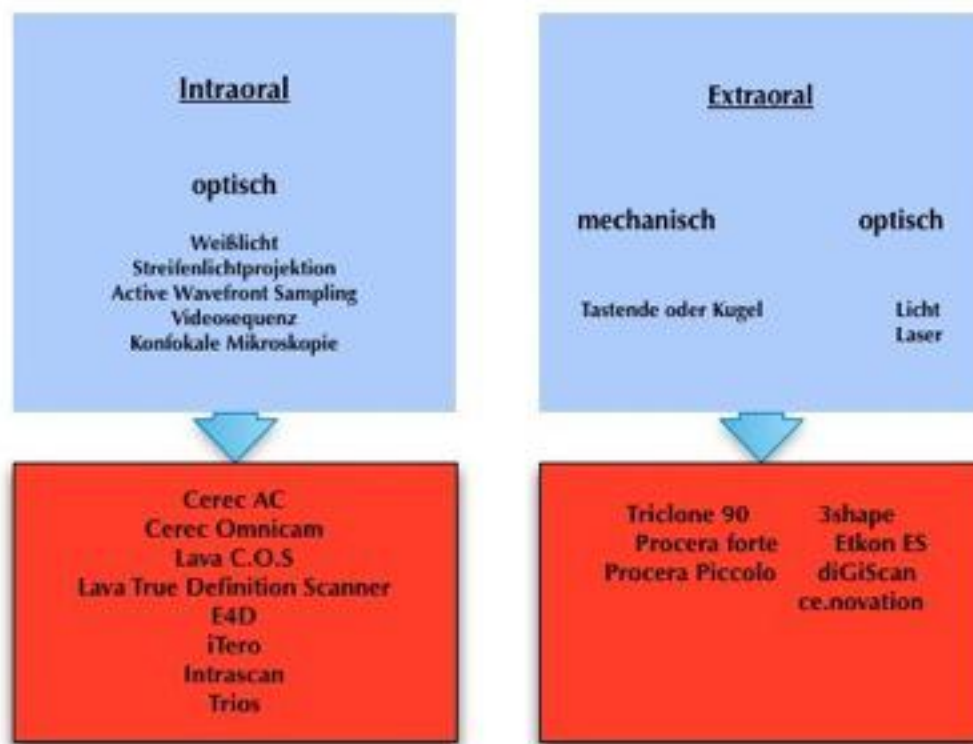


Abb. 1 - Darstellung der verschiedenen Methoden der Digitalisierung im dentalen CAD/CAM Bereich sowie der gängigsten Systeme

hochleistungsfähigen Keramiken, wie z. B. Yttrium stabilisiertes polykristallines Zirkoniumdioxid (Y-TZP), Hochleistungspolymeren oder auch Hybridkeramiken – ermöglicht. Es entstand dadurch ein weites Spektrum neuer Behandlungsmöglichkeiten und Restaurationsmaterialien, die für die prothetisch-restaurative Therapie zur Verfügung stehen [15-17].

Die Prozesskette für die Anfertigung von Gerüsten aus Metallen oder Keramiken mit Hilfe der CAD/CAM Technik besteht aus drei aufeinander folgenden Bereichen [18]:

1. Dreidimensionale Datenerfassung der Zahnpräparation
2. CAD-Konstruktion der Restauration
3. Fertigung mit einer CNC Fräsmaschine oder mit einem 3D Drucker (CAM)

Diese Systeme lassen sich nach der Art der Datenerfassung unterscheiden, die entweder direkt im Mund des Patienten durch eine digitale Abformung (intraorale, direkte Digitalisierung) oder indirekt durch die Digitalisierung von Modellen mit einer konventionellen Abformung (extraorale, indirekte Digitalisierung) erfolgt (Abb. 1). Die Qualität der Datenerfassung bzw. der Abformmethode ist – unabhängig von der verwendeten Digital-

lisierttechnologie – von entscheidender Bedeutung für die erzielbare Präzision im Rahmen eines CAD/CAM Prozesses [19-21].

2.2.1 Extraorale Digitalisierung

Die extraorale, indirekte Digitalisierung der klinischen Situation verläuft über mehrere Schritte. Zunächst erfolgt die konventionelle Präzisionsabformung, aus der ein Gipsmodell im zahntechnischen Labor entsteht. Dieses wird anschließend entweder berührungslos-optisch auf Basis einer oder mehrerer Kameras und der Projektion von Licht aus unterschiedlichen Quellen oder durch mechanische Verfahren digitalisiert. Dem Zahnarzt stehen viele exakt abformende Materialien zur Verfügung [21], insbesondere Polyether und A-Silikone. Bis vor einigen Jahren galt die konventionelle Abformung mit diesen Materialien als die einzige, zuverlässige Möglichkeit zur Herstellung eines Arbeitsmodells, auf dem Zahnersatz hergestellt werden konnte.

Diese von der manuellen Fertigung des Zahnarztes/ärztin abhängige Prozesskette kann zu Fehlern führen, welche sich negativ auf die Qualität des Endproduktes auswirken [22,23]. Zudem fließen Fehler der Abformmaterialien ein, wie z.B. der Abbindekontraktion von Poly-Vinyl-Siloxanen, Polyether und Alginaten. Darüber hinaus bedingt die Abbindeexpansion von Modellgips bei der Modellherstellung eine leicht vergrößerte Darstellung der Zähne und der Zahnstümpfe [24]. Dabei haben neben der Auswahl des Abformmaterials verschiedene Abformtechniken einen fundamentalen Einfluss auf die Dimensionsgenauigkeit [25-27]. Zu einem weiteren Faktor zählt die Auswahl des Abformlöffels [28]. Weiterhin besteht die Schwierigkeit der konventionellen Abformung mit der Applikation des Abformmaterials, da es zum Teil unangenehm schmeckt und bei manchen Patienten Würgereize auslösen kann während der relativ langen Abbindezeit von 3-6 Minuten. Identifizierbare Fehler der Abformung (z.B. Luftblasen am Präparationsrand) sind nur durch eine Wiederholung der gesamten Abformung korrigierbar.

2.2.2 Intraorale Digitalisierung

Die Einführung intraoraler, digitaler Datenerfassungsgeräte stellt eine wesentliche Verbesserung der Einbettung eines CAD/CAM Fertigungsprozesses in den klinischen Therapieablauf dar. Die digitale Erfassung von Zahnoberflächen im Patientenmund verzichtet auf die Arbeitsschritte der konventionellen Abformung und Modellherstellung aus Dentalgips (Abb. 2).

Mit Hilfe eines optischen, dreidimensionalen Aufnahmesystems wird die Oberfläche von Zähnen und des Weichgewebes direkt im Mund des Patienten abgetastet. Als optische Verfahren werden je nach Hersteller das Weißlicht-Streifenlichtprojektionsverfahren, das Active Wavefront Sampling, Videosequenzen sowie das Prinzip der konfokalen Mikroskopie eingesetzt [29]. Die vorwiegende Mehrzahl der Hersteller stellt die Scandaten in einem offenen STL-Dateiformat (standard tessellation language) bereit. Die Scandaten werden von einer Software in Echtzeit in ein dreidimensionales, virtuelles Modell umgerechnet, welches sofort auf dem Computerbildschirm sichtbar wird und von allen Seiten betrachtet und kontrolliert werden kann. Der Zahnarzt hat die Möglichkeit, die Qualität und Vollständigkeit der Präparation sofort zu prüfen und gegebenenfalls unmittelbar in derselben Sitzung zu optimieren. Dabei werden fehlerhafte Bereiche der digitalen Abformung gelöscht und dann erneut eingescannt.

Diese klinisch sehr vorteilhafte Korrekturoption ist möglich, da die Software das Überlagern und Zusammensetzen von einzelnen Datensätzen beherrscht. Die digitale Abformung mit dem Intraoralscanner ist der Beginn eines digitalen Workflows. Die digitale Modellfertigung kann mittels Stereolithographie durch ein additives Verfahren in einem externen Modellfertigungszentrum, so z.B. bei CEREC[®] (Dentsply Sirona, D-Bensheim); Lava C.O.S[®] (3M ESPE, D-Seefeld) oder durch einen Desktop 3D-Printer erfolgen. Das additive Verfahren der Stereolithographie gilt derzeit als das detailgetreueste [30,31].

Alternativ können die Modelle durch ein subtraktives Verfahren, wie beim Intraoral-scanner iTero[®] (Align Technology Inc, San Jose, CA, USA), aus industriell hergestellten Polyurethane gefräst werden. Während im Modellfertigungszentrum das SLA-Mo-

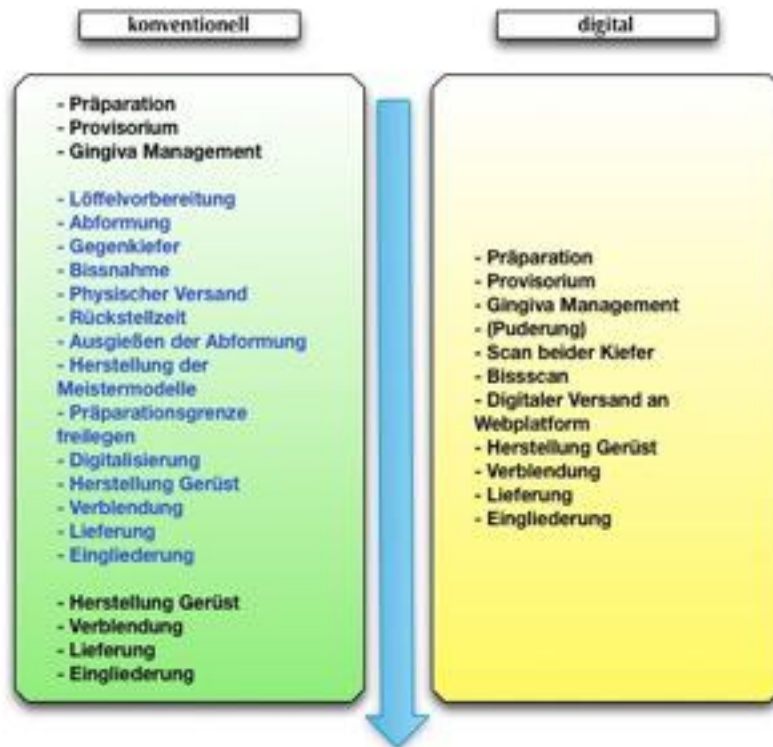


Abb. 2 - Vergleich Workflow konventionell vs. digital

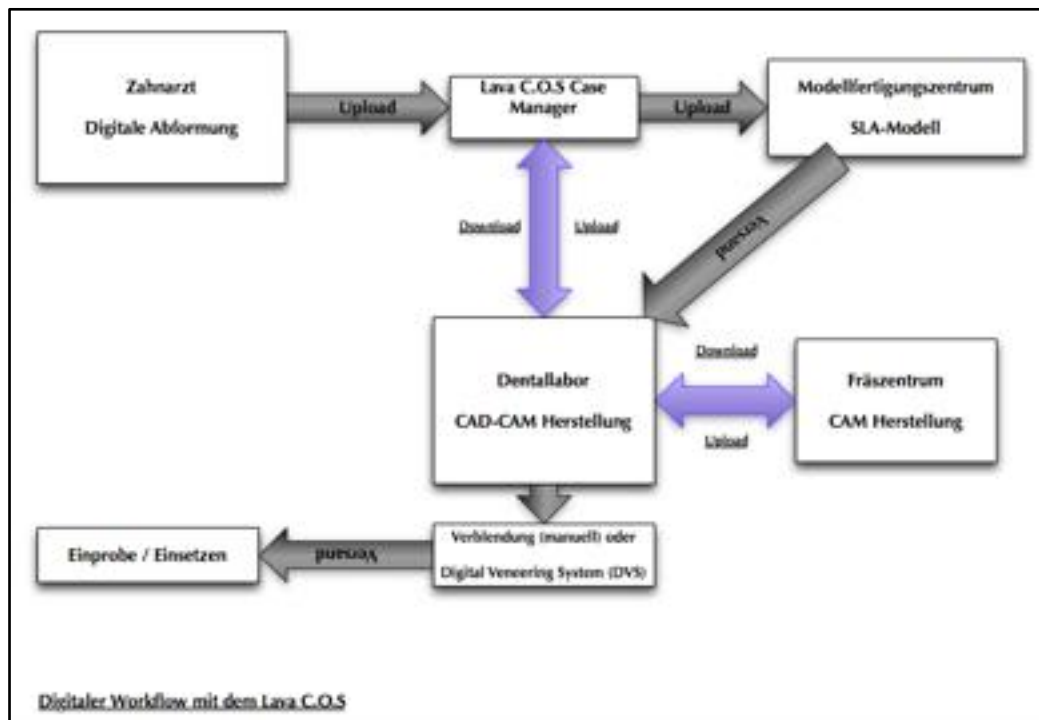


Abb. 3 - Digitaler Workflow mit dem Lava C.O.S

dell (stereolithografisches Modell) entsteht, kann bereits im zahntechnischen Labor mit der CAD-Konstruktion der Restauration begonnen werden (Abb. 3).

Die Vorteile der intraoralen Digitalisierung bestehen somit in der Eliminierung der konventionellen Applikation von Abformmaterial im Mund des Patienten und der konventionellen Modellherstellung aus Dentalgips und je nach Restaurationsart in der Fertigstellung und Eingliederung der Restauration in derselben Behandlungssitzung („Chair-side-Fertigung“). Jedoch beeinflussen die Faktoren, die klinisch den größten Effekt auf die Präzision von konventionellen Abformungen haben (Speichel, Blut, Feuchtigkeit, [32], sowie Bewegungen von Patienten und Behandler [33]) auch die intraorale Digitalisierung negativ.

Weiterhin hat die Systematik, welche Bereiche in welcher Reihenfolge zuerst oder mit welcher Kameraführung aufgenommen werden, auch als Scan-Strategie oder Scan-Pfad bezeichnet, Einfluss auf die Datenqualität [34,35].

Bei manchen Systemen ist eine Mattierung der transluzenten Zahnhartsubstanz erforderlich, die je nach Art der Anwendung und des Puders entscheidenden Einfluss auf die Puderschichtdicke hat [36].

2.2.3 Computer-Aided Design (CAD)

Das Resultat der dreidimensionalen Erfassung der Präparation, der benachbarten und antagonistischen Zähne ist ein digitaler Datensatz, in Form einer 3D Punktwolke. Letztere wird in eine dreidimensionale Gitterstruktur mit kleinstmöglichen Dreiecken dreier benachbarter Punkte umgerechnet (STL-Format) und automatisch in ein gängiges CAD-Dateiformat überführt. Von der Qualität der Punktwolke, der Prozessroute und ihrer Weiterverarbeitung wird die Passgenauigkeit der zu erstellenden Restauration entscheidend beeinflusst [37].

Im Anschluss wird mit Hilfe einer CAD-Software die Präparationsgrenze manuell, halb- oder vollautomatisch identifiziert und festgelegt. Parameter wie die Materialstärke des Kronen- oder Brückengerüsts, die Art deren Außenkontur und die Zementspaltbreite können patienten- und indikationsspezifisch variiert werden [38].

Die CAD-Konstruktionssoftware berechnet vollautomatisch einen Erstvorschlag für Gerüste oder vollanatomische Restaurationen, welche anschließend mit einem „virtuellen Wachsmesser“ am Computerbildschirm noch modifiziert werden können.

2.2.4 Computer-Aided Manufacture (CAM)

Die finale Konstruktion der zahnärztlichen Restauration in Form einer CAD-Datei wird anschließend in eine für die Fräs- bzw. Schleifeinheit steuernde CAM-Datei umgerechnet, welche die möglichen Fräsbahnen und die eingesetzten Fräs- bzw. Schleifinstrumente der genutzten Fräsmaschine berücksichtigt.

Der CAM-Prozess beinhaltet somit die Weiterverarbeitung der in der CAD-Konstruktion enthaltenen Geometrie und die Fertigung aus einem industriell hergestellten Vollmaterial mittels CNC-Fräs-/Schleifeinheiten. Diese dicht- oder teilgesinterten Rohlinge garantieren aufgrund ihrer konstanten und optimalen Herstellungsbedingungen höchste Reinheit, Homogenität und Qualität des Materials [39]. Die derzeit am häufigsten eingesetzten keramischen Werkstoffe sind:

- Zirkoniumdioxidkeramik
- Lithiumdisilikatkeramik
- Silikatkeramik

Die 3D-Formgebung dieser Materialien kann derzeit in einer digitalen Prozesskette nur durch Fräsen oder Schleifen aus dicht- oder teilgesinterten Rohlingen realisiert werden. Neben diesem subtraktiven Verfahren existieren auch additive Verfahren für die 3D-Formgebung nicht keramischer Werkstoffe. Das Lasersinterverfahren erzeugt aus einzelnen Pulverkörnern, die mithilfe des Laserstrahls selektiv verbunden und verfestigt werden, einen schichtweisen Aufbau einer dentalen Restauration. Derzeitige 3D-Desktop Drucker eignen sich für die ausschließliche Verarbeitung von Kunststoffen.

2.3 Darstellung der Publikation und Diskussion der Ergebnisse

Die in der Einleitung aufgezeigte Problemstellung der konventionellen Abformung wurde zum Anlass genommen, einen wissenschaftlichen und damit objektiven Vergleich zu der digitalen Abformtechnik mit Hilfe einer doppelt verblindeten, randomisierten, prospektiven klinischen Studie durchzuführen.

An 25 Studienteilnehmern wurden Zähne für vollkeramische Einzelkronen oder dreigliedrige Brücken präpariert und durch eine Randomisierung entweder zuerst mit dem Intraoralscanner Lava C.O.S.[®] (3M ESPE) digital erfasst oder mit Polyether (*Impregum penta soft*, 3M ESPE) konventionell abgeformt. Für alle konventionellen Abformungen wurde eine passende Größe eines *Rim-Lock*[®] Abformlöffel für den Ober- und Unterkiefer des Patienten ausgewählt und durch den Auftrag von selbsthärtendem Silikon individualisiert (Abb. 5). Der Zeitbedarf der jeweiligen klinischen Arbeitsschritte wurde mit einer Stoppuhr erfasst. Bei der digitalen Abformung mit dem Lava C.O.S.[®] war das Anbringen eines Wangenretraktors (*Optragate*; Ivoclar Vivadent, D-Ellwangen) und spezieller Wattestücke zum Aufsaugen von Speichel und Blut (*DryTips*; Mölnyke, D-Erkrath) notwendig. Der eingesetzte digitale Intraoralscanner (*Lava C.O.S.*; 3M ESPE) arbeitete zudem nur mit mattierten Zahnoberflächen, welche durch das Aufbringen von speziellen Puder aus Titaniumdioxid erzeugt werden.



Abb. 4 - Digitale, intraorale Abformung mit dem Lava C.O.S



Abb. 5 - Individualisierung der Abformlöffel für die konventionelle Abformung

Das Scanprotokoll unterschied sich dergestalt, dass nur ein Halbkieferscan für die Fertigung von Einzelzahnkronen erforderlich war, ein Ganzkieferscan für Brücken (Abb. 4). Nach Herstellung von jeweils zwei Gerüsten aus Zirkoniumdioxid für jeden Patienten

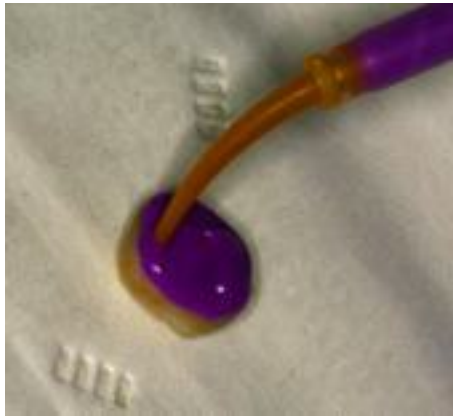


Abb. 6 - Replika Methode - Auffüllen des Kronenlumens mit einem dünnfließenden Silikon

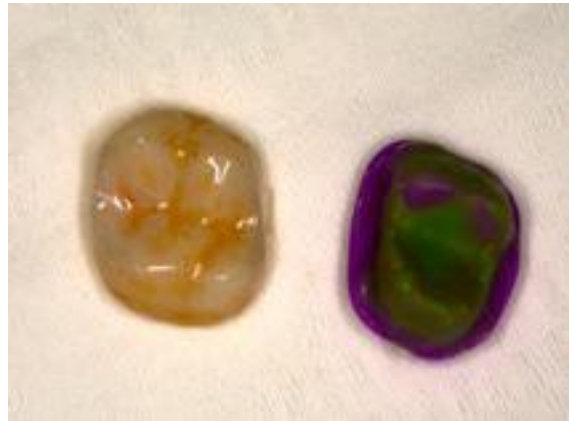


Abb. 7 - Replika Methode - fertiges, zweifarbiges Silikonreplika und Vollkeramikkrone



Abb. 8 - Replika Methode - zwei Kartuschen mit dünnfließendem Silikon

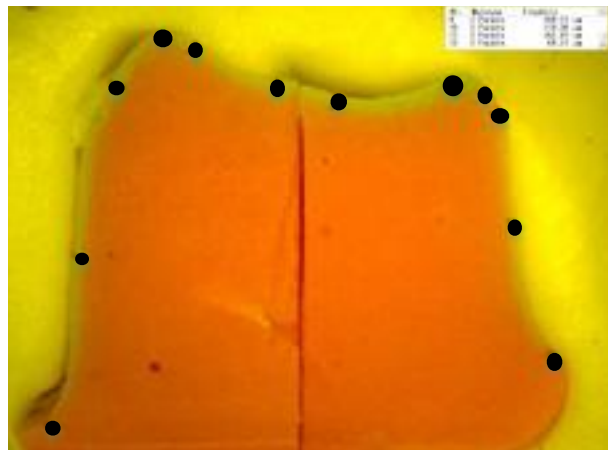


Abb.9- Replika Methode - Schnitt durch ein Silikonreplika und Ermittlung der einzelnen Messpunkte am Stereomikroskop

wurde diese unter einer Doppelverblindung anprobiert und klinisch bezüglich der Passgenauigkeit evaluiert. Mit anderen Worten, weder Zahnarzt/ärztin noch der/die Patient/in wussten welche der beiden Gerüste auf der Basis einer konventionellen oder einer intraoralen digitalen Abformung gefertigt wurde. Für die quantitative Erfassung der Passgenauigkeit der Kronen-/Brückengerüste wurde intraoral dünnflüssiges Silikon in die Gerüste appliziert. Durch Aufsetzen der Gerüste auf die präparierten Zahnstümpfe füllte das selbsthärtende Silikon den Raum zwischen der präparierten Zahnoberfläche und der Innenfläche des Gerüsts aus Zirkoniumdioxid aus (Abb. 6-8) [40]. Nach Entfernung des Gerüsts wird das inzwischen ausgehärtete dünnfließende Silikon durch ein darauf folgendes Applizieren eines nach der Aushärtung rigiden Silikons stabilisiert. Durch zwei verschiedene Farben der beiden Silikone kann an Schnittpräparaten

(Abb. 9) das mit dem dünnfließenden Silikon ausgefüllte Volumen eindeutig identifiziert und vermessen werden. Diese in der Zahnheilkunde etablierte Messverfahren zur Erfassung des Innenlumens zwischen dem Zahn und der Kroneninnenseite - auch Replika Methode genannt - bietet mehrere Vorteile:

- hohe Reproduzierbarkeit
- non-invasiv
- einfach durchzuführen

Die Replikaprobe wurde zuerst in mesio-distaler und dann in bukkolingualer Richtung mit einer Rasierklinge geschnitten und in einer Knetmasse eingebettet, der Tischenebene entsprechend parallel ausgerichtet und zusammen auf einem Objektträger fixiert (Abb. 9). Die Filmstärke des Silikons wurde mit einem Messmikroskop (Wild M420) bei 66x Vergrößerung an 12 Stellen pro Replikaquerschnitt untersucht. Das Mikroskop war mit einer Videokamera und einem Computer gekoppelt. Die Dimension des am Replika dargestellten Innenlumens wurde mit der Software Leica IM 1000 (Leica) ausgemessen und gespeichert. Die Untersuchungen ergaben pro Replika 8 Messpunkte marginal und 40 Messpunkte an der axialen Wand, axio-okklusal und zentrokklusal.

Die Untersuchungspunkte wurden wie folgt definiert und markiert (Abb. 9).

- Marginaler Randspalt wurde nach Holmes et al. [41] als kürzeste Strecke, senkrecht von der marginalen Kroneninnenseite zur unmittelbaren Nähe der Präparationsgrenze definiert.
- Axiale Wand: Zementspaltbreite an der axialen Wand
- Axio-okklusaler Höcker: Zementspaltbreite an den Höckern bestehend aus jeweils 3 Messpunkten, welche als Mittelwert zusammen den Kappa-Wert ergeben
- Zentrokklusal: okklusale Zementspaltbreite

Die statistische Auswertung der Rohdaten erfolgte über die *SPSS Statistics Software*, Version 21 (IBM). Das fehlende Vorliegen einer Normalverteilung erforderte die An-

wendung der nach Kolmogorov-Smirnov und nach Shapiro-Wilk benannten Test-Verfahren zum Vergleich von zwei Grundgesamtheiten. Diese Tests eignen sich insbesondere für nicht-parametrische und nicht normalverteilte Variablen. Das Signifikanzlevel wurde auf 0,05 festgelegt. Die deskriptive Auswertung der Messwerte beinhaltete die Ermittlung der Mittelwerte, Standard Deviation (SD), Median, Minimum, Maximal und Konfidenzintervalle. Die Unterscheidung erfolgte der Abformmethode (konventionell vs. digital) und nach der Versorgungsart (Krone vs. Brücke). Die grafische Darstellung der Messergebnisse wurde mit dem Diagrammassistenten der SPSS Statistics Software v. 21 realisiert, wobei zur Übersichtlichkeit der Datenmenge Box-Plot-Diagramme generiert wurden.

Die Ergebnisse zeigen, dass die intraorale digitale Abformtechnik einen statistisch signifikanten positiven Einfluss auf die Passungsqualität des Randspalts bei Einzelzahnkronen und dreigliedrigen Brücken hat. Die Medianwerte betragen 60,31 μm für die digitale und 68,64 μm für die konventionelle Abformung. Die Maximalwerte beider Methoden lagen im klinisch akzeptablen Bereich unter 120 μm . Diese Werte stehen mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen im Einklang. *Syrek et al.* vermaß in einer ähnlichen klinischen Studie den marginalen Randschluss von 20 Zirkonoxidkronen auf der Basis der digitalen, intraoralen Abformung mit dem optischen Verfahren des „Active Wavefront sampling“ und ermittelte einen Durchschnittswert von 49 μm . Die Kontrollgruppe, welche die Anfertigung der Kronen mit einer 2-Phasen Silikonabformung und derselben CAD/CAM Technik vorsah, ergab einen Mittelwert von 71 μm [5].

Cardelli et al. konnten in ihrer klinischen Studie mit demselben Intraoralscanner diese Werte für Einzelzahnkronen bestätigen [6].

Für dreigliedrige, vollkeramische Brücken mit dem Lava[®]- CAD/CAM System erhoben *Reich et al.* in-vivo mittlere Werte von 64 μm [42], für vier-gliedrige Brücken 77 μm [43].

Suttor et al. ermittelten für das Lava[®]-System, das mit vorgesinterten Grünkörpern arbeitet, eine Passgenauigkeit am Randbereich zwischen 50 μm - 100 μm an [44].

Um die Leistungsfähigkeit eines digitalen Workflows zu bewerten reicht die Ergebnisqualität im Bereich des Kronenrandes nicht aus. Die Passung von Keramikgerüsten an den axialen Wänden, an den Höckerabhängen und im okklusalen Bereich bei Seitenzähnen spielt eine ebenso große Rolle beim Langzeitverhalten von vollkeramischen Restaurationen. Ziel dieser Studie war es eine gleichmäßige Zementspaltbreite zu erreichen. Ein gleichmäßiger Zementspalt ist nötig, um einen guten Zementabfluss und einen ausreichenden mechanischen Halt der Krone auf den Pfeilerzähnen zu erhalten. Große Zementspaltwerte am axio-okklusalen Übergang, sowie zentro-okklusal können die Stabilität von Keramikrestaurationen beeinträchtigen [4]. In dieser Studie wurde der semi-adhäsive Kompositzement RelyX Unicem (3M ESPE, D-Seefeld) zum Einsetzen der Restaurationen verwendet. Ein erhöhter Zementspalt kann zu einer größeren Wasserabsorption führen und resultiert in einer Hydrolyse des Kompositzements, verändert die mechanischen Eigenschaften und hat signifikante Auswirkungen auf die Langzeitstabilität von vollkeramischen Restaurationen [45].

Die in dieser Studie ermittelten inneren Zementspaltbreiten ergaben einen statistisch signifikanten Unterschied am okklusalen Messpunkt zu Gunsten der intraoralen Digitalisierung. Die Ergebnisse sind vergleichbar mit denen anderer Studien [6, 42, 46].

Es kann eine Korrelation zwischen dem Zementspalt am zentro-okklusalen Punkt und dem marginalen Randspalt beobachtet werden. Dies ist insofern von Interesse, da in Folge von Ungenauigkeiten im Randbereich der interokklusale Raum zwischen den konisch präparierten Pfeilerzahn und dem Antagonisten verringert sein kann. Dies führt zu einer verringerten Materialschichtstärke der Verblendkeramik und kann in Folge zu einem Abplatzen dieser Verblendkeramik führen [3].

Die Einstellung des Zementspalts in der CAD-Software beeinflusst nicht alleine die Dimension des Innenlumens zwischen Zahnstumpf und Innenseite des Gerüsts. Im Falle eines optischen Scans eines Gipsmodells spielt auch die Schichtstärke des aufragenden Distanzlack eine Rolle sowie weitere unterschiedliche Anwendungstechniken [47]. Entgegen Aussagen aus anderen Arbeiten konnten mit einer Standardeinstellung in der CAD-Software von 50 μm für den Zementspalt sehr gute Zementspaltbreiten in dieser Studie erreicht werden.

Der zeitliche Aspekt und die Effizienz von unterschiedlichen Abformmethoden wurden bisher in wenigen Veröffentlichungen berücksichtigt [8, 9].

Beim Vergleich des klinischen Arbeitsprozess des Halbkieferscans mit dem Lava C.O.S besteht insgesamt ein mittlerer Zeitvorteil von 5 min 12 sec gegenüber den klinischen Arbeitsschritten einer Polyether Abformung mit Impregum penta soft®. Dies entspricht einer Effizienzsteigerung von 33 %. Als wesentlicher Zeitvorteil konnte beim Intraoral-scanner die Elimination einer Löffelauswahl und einer Löffelindividualisierung identifiziert werden, welche bei der konventionellen Abformung durchschnittlich 4 min 25 sec Zeit kostet. Ein etwas anderes Bild ergibt sich bei den Ganzkieferscans. Für den kompletten Abformprozess inkl. Kieferrelationsbestimmung benötigt der Intraoralscanner durchschnittlich 15 min 27 sec, für die konventionelle Abformung werden 17 min 07 sec beansprucht. Damit kann die Aussage getroffen werden, dass weniger Behandlungszeit auch für einen Ganzkieferscan benötigt wird als für eine konventionelle Ganzkiefer-Präzisionsabformung mit dem Material Polyether. Die relative geringe Zeitersparnis bei Ganzkieferscans (7 min 45 sec vs. 8 min 9 sec) lässt sich auf folgende Umstände zurückführen:

- Der Ganzkieferscan beinhaltet die Digitalisierung von zwei präparierten Zahnstümpfen zur Aufnahme einer Brücke
- Alle Zähne des Kiefers und Gegenkiefers mussten zusätzlich auf der kontralateralen Seite der Restauration gescannt werden
- Der Schwierigkeitsgrad des Scanvorgangs ist erhöht, weil ein vorgegebener Scanpfad eingehalten werden muss. Ansonsten kann die Scan-Software die einzelnen Sextanten des Kiefers nicht zusammenführen („matchen“). In dieser Studie kam es daher zu mehreren Korrekturen eines Scans und in Folge zu längeren Scanzeiten.
- Die sehr hohe Datenmenge beim Ganzkieferscan verursacht eine längere Rechen- und Ladezeit beim Erstellen des Echtzeitmodells am Computerbildschirm als beim Halbkieferscan.

Im Unterschied zu Untersuchungen mit Intraoralscannern, bei denen nur die Abformgenauigkeit anhand der resultierenden Punktwolke verglichen wurde [34] liegt die besondere Bedeutung dieser Untersuchung darin, dass der komplette Herstellungsprozess

für Einzelzahnkronen und Brücken berücksichtigt wird, da in dieser Prozesskette jeder Arbeitsschritt Auswirkungen auf die Passungsqualität hat. Aus diesem Grund wurden Randspaltnmessungen der fertig hergestellten Kronen und Brücken unter klinischen Bedingungen mit der Replika Methode untersucht. Die Reproduzierbarkeit und Verlässlichkeit der Replikamethode wurde schon von vielen Autoren bestätigt. [40, 48, 49]. Bei der Replikamethode wurde auch der Einfluss der applizierten Kraft beim Einsetzen der Restauration oder des Gerüsts untersucht. *Weaver et al.* zeigten, dass bei normalen Fingerdruck eine mittlere Kraft von 8-8,5 N vorliegt und dass dieser Fingerdruck keinen Einfluss auf die Filmstärke ausübt [50]. Die Replikaschnitte müssen möglichst parallel zur Zahnachse ausgerichtet sein und im Mikroskop in senkrechter Ansicht ausgewertet werden. Nur so können Dimensionsverzerrungen des Spalts zwischen Zahn und Restauration ausgeschlossen werden. In dieser Studie wurden die Replika-Proben per Hand in einer Knetmasse fixiert und nicht mit Hilfe einer standardisierten Haltevorrichtung [51]. Daher kann nicht gewährleistet werden, dass alle Schnitte exakt parallel zur Zahnachse liegen. Nachteilig war in einigen Fällen die schwierige Interpretation der Filmstärke unter dem Lichtmikroskop wenn eine Ruptur der dünnen Silikonschicht durch das Herausnehmen der Replika-Proben aus dem Gerüst eintrat. Dieses Ereignis wurde in anderen Publikationen ebenfalls beschrieben [6, 40].

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass mit der direkten, intraoralen Digitalisierung die Vorteile optischer Verfahren genutzt und die Nachteile der konventionellen Abformung mit anschließender Modellherstellung aus Gips und dessen extraorale Digitalisierung vermieden werden.

Bei der direkten 3D-Präparationsvermessung ist die zeitnahe Qualitätskontrolle der Präparationsgeometrie als Vorteil anzusehen. Unmittelbar nach dem Scanvorgang wird dem Behandler die Möglichkeit geboten, seine Präparation direkt am Bildschirm zu beurteilen. Bei der konventionellen Abformung muss die komplette Abformung wiederholt werden, falls diese klinisch nicht akzeptabel ist. Im Gegensatz dazu erlaubt die digitale Technik ein Nachscannen von Teilarealen. Weiterhin entfallen zahlreiche Arbeitsschritte, sodass die Prozesskette insgesamt verkürzt wird. Weniger Behandlungs- und

Arbeitsschritte bedeuten weniger Fehlerquellen und eine Standardisierung, wodurch die Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses insgesamt verbessert werden kann.

Insgesamt hängen die Qualität und die Zeit eines Intraoralscans zunehmend von der Erfahrung und der Lernkurve des behandelnden Zahnarztes ab sowie vom vorgegebenen Scanpfad [35]. Darüber hinaus können viele weitere klinische Faktoren die Qualität der digitalen Abformung beeinflussen. Dazu gehören die Lage der Präparationsgrenze, das Vorhandensein einer Gingivitis oder Parodontitis bei schlechter Mundhygiene, der Speichelfluss und die Patientenmitarbeit. Einige intraorale Scansysteme benötigen eine Bepuderung der Zahnoberflächen. Um eine hohe Genauigkeit zu erreichen, sollte die Puderschicht möglichst gleichmäßig aufgetragen werden. Bei Flüssigkeitskontamination des Pulvers muss der Scanvorgang abgebrochen werden und das Pulver erneut aufgetragen werden. Intraorale Scansysteme ohne erforderlichen Puderauftrag sind diesbezüglich im Vorteil.

Mit Hilfe des digitalen Workflows ist eine Zeitersparnis nicht nur in der Zahnarztpraxis bei der Abformung möglich, sondern auch im zahntechnischen Labor. Durch die Auslagerung der Modellherstellung mittels Rapid Prototyping in einem Modellfertigungszentrum entfällt nicht nur dieser Schritt, auch die extraorale Digitalisierung mittels Scanner ist nicht mehr notwendig. Der Datensatz kann sofort in ein CAD-Programm geladen und die Konstruktion angefertigt werden. Ein Nachteil ist allerdings der momentan hohe Preis der digitalen Modellherstellung. Zukünftige industrielle Entwicklungen im Bereich des Rapid Prototyping (z.B. 3D-Desktop Drucker) werden allerdings die Herstellungskosten drastisch reduzieren.

In dieser Studie wurde auf das Gerüst aus Zirkoniumdioxid die Keramikverblendung händisch vom Zahntechniker aufgetragen und mit Brennvorgängen hergestellt. Eine mögliche Alternative für Kappchen aus Zirkoniumdioxid ist die computergestützte, digitale Verblendung mit der CAD-On Technik aus Lithium-Disilikat-Keramik [4, 52, 53]. Dadurch kann ein umfassender, rein digitaler Arbeitsablauf zur Fertigung von Zahnrestorationen realisiert werden. Der Lösungsansatz wird angegangen durch eine vollanatomische Konstruktion der Restauration mit der CAD-Software. Der Datensatz wird dann in die Datensätze des Gerüsts und der Verblendung aufgeteilt, welches man als „File Splitting“ bezeichnet. Die Fertigung der Gerüste erfolgt aus vorgesinterten Zirko-

niumdioxidrohlingen, die Verblendung aus vorgesinterten Lithium-Disilikat-Blöcken. Der vollkeramische Verbund der beiden separat geschliffenen Teile erfolgt mit einer Fügeglaskeramik.

3. Übersicht der zur Veröffentlichung angenommenen Manuskripte

Klinische Studie zur Erfassung der Ergebnisqualität und des therapeutischen Zeitaufwands eines konventionellen vs. eines digitalen Abformverfahrens für die Herstellung von vollkeramischen Zahnersatz

Der Inhalt dieser Promotionsarbeit wurde bereits in einem international renommierten, peer-reviewed Fachjournal veröffentlicht (Impact Factor: 2.207)

Danush Ahrberg, Hans Christoph Lauer, Martin Ahrberg, Paul Weigl

„Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial“

Clin Oral Invest (2016) 20:291-300 DOI 10.1007/s00784-015-1504-6

4. Publikation

4.1 Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double blinded, randomized clinical trial

Author's personal copy

Clin Oral Invest
DOI 10.1007/s00784-015-1504-6



ORIGINAL ARTICLE

Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial

Danush Ahrberg^{1,3} · Hans Christoph Lauer¹ · Martin Ahrberg² · Paul Weigl¹

Received: 21 July 2014 / Accepted: 4 June 2015
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

Abstract

Objectives The aim of this clinical trial was to evaluate the marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia crowns and three-unit fixed dental prostheses (FDPs) resulting from direct versus indirect digitalization. The efficiency of both methods was analyzed.

Materials and methods In 25 patients, 17 single crowns and eight three-unit FDPs were fabricated with all-ceramic zirconia using CAD/CAM technology. Each patient underwent two different impression methods; a computer-aided impression with Lava C.O.S. (CAI) and a conventional polyether impression with Impregum pent soft (CI). The working time for each group was recorded. Before insertion, the marginal and internal fit was recorded using silicone replicas of the frameworks. Each sample was cut into four sections and evaluated at four sites (marginal gap, mid-axial wall, axio-occlusal transition, centro-occlusal site) under $\times 64$ magnification. The Mann–Whitney *U* test was used to detect significant differences between the two groups in terms of marginal and internal fit ($\alpha = 0.05$).

Results The mean for the marginal gap was $61.08 \mu\text{m}$ ($\pm 24.77 \mu\text{m}$) for CAI compared with $70.40 \mu\text{m}$ ($\pm 28.87 \mu\text{m}$) for CI, which was a statistically significant difference. The other mean values for CAI and CI, respectively, were as

follows in micrometers (\pm standard deviation): 88.27 (± 41.49) and 92.13 (± 49.87) at the mid-axial wall; 144.78 (± 46.23) and 155.60 (± 55.77) at the axio-occlusal transition; and 155.57 (49.85) and 171.51 (± 60.98) at the centro-occlusal site. The CAI group showed significantly lower values of internal fit at the centro-occlusal site.

A quadrant scan with a computer-aided impression was 5 min 6 s more time efficient when compared with a conventional impression, and a full-arch scan was 1 min 34 s more efficient.

Conclusions Although both direct and indirect digitalization facilitate the fabrication of single crowns and three-unit FDPs with clinically acceptable marginal fit, a significantly better marginal fit was noted with direct digitalization. Digital impressions are also less time-consuming for the dental practitioner and the patient.

Clinical relevance The results show that a direct, intraoral, digitalized impression technique is more accurate and efficient when compared with conventional impressions in fabricating single crowns and three-unit FDPs.

Keywords Computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) · Intraoral scanner · Digital impression · Conventional impression · Marginal gap · Zirconia ceramic

✉ Danush Ahrberg
ahrberg@gmail.com

¹ Department of Prosthetic Dentistry, School of Dentistry, Johann Wolfgang Goethe University, Frankfurt, Germany

² Private Practice, Darmstadt, Germany

³ Department of Prosthetic Dentistry - (ZZMK) Carolinum, Johann Wolfgang Goethe University, Theodor-Stern-Kai 7, 60596 Frankfurt, Germany

Introduction

In computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM), the transformation of the clinical situation into a three-dimensional dataset in the production process of dental restorations can be achieved by direct or indirect digitalization [1]. Indirect, extraoral digitalization starts with a conventional impression that is processed to a gypsum cast and then

digitalized in the dental laboratory. In recent years, many new systems for direct, intraoral digitalization have been introduced to dentistry with the aim of digitalizing the workflow [2]. It is claimed that these systems are more advantageous for the dental practitioner when compared with the conventional impression methods that have been present for more than 100 years [3]. This digital workflow does not require the use of an impression material and trays, leading to improved patient comfort [4] and reduced technique sensitivity. Using these scanners, an accurate representation of the soft and hard tissues is possible, and a virtual, three-dimensional model is directly produced. This three-dimensional stereolithography file can then be transferred to an automated production device.

Although there have been advances in impression material technology, and such materials exhibit adequate stability and precision, factors such as impression technique, impression material, transportation, impression trays, and mixing techniques significantly influence the accuracy of the impression [5–10]. Moreover, discomfort for the patient caused by gagging or an unpleasant taste remains associated with conventional impression techniques. Imprecision during impression-taking is difficult to correct in subsequent laboratory procedures, and this influences the internal and marginal fit of the prostheses [9]. To optimize the manufacturing process, the number of steps involved should be minimized [11]. This will improve the accuracy of the impression, and subsequently, the resulting restoration.

A consensus exists among various authors that marginal openings below 120 μm are clinically acceptable [12–14]. Poor marginal adaptation increases plaque retention and changes the distribution of the microflora, which can result in inflammation of the periodontal tissues [15, 16] and even to clinical failure of fixed prostheses [14]. Moreover, the internal adaptation also has a practical impact and plays an important role in the long-term stability of all-ceramic reconstructions [17]. A correlation between increased cement thickness and decreased flexural failure load of ceramics has previously been demonstrated [18].

CAD/CAM systems were introduced to dentistry with the aim of automating the production and standardizing the quality of dental restorations [1]. Moreover, CAD/CAM technology enables the use of new restorative materials, e.g., oxide ceramics such as yttria-stabilized zirconia [19], hybrid ceramics [20], resin nano-ceramics [21], zirconia reinforced lithium silicate [22, 23], and presintered cobalt-chrome alloys [24], and allows digital veneering workflow [25, 26] in the dental laboratory. Recently, three-dimensional monitoring and quality control using an intraoral optical camera system was discussed [27].

The first CAD/CAM system to provide a computer-aided impression was CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) [28]. This system can be used with a chairside milling machine, enabling direct, chair-side production of

CAD/CAM restorations from industrially manufactured ceramic blocks [29]. The working principle is based on the triangulation of light, with the need for an opaque titanium dioxide powder placed on the tooth surface. The accuracy of the Camera system has been documented [30].

The Lava Chairside Oral Scanner (Lava C.O.S.; 3M ESPE, Seefeld, Germany) was introduced in 2009 and works on the principle of active wavefront sampling, in which intraoral data is captured by three-dimensional imaging at a video rate (3D-in-Motion) [31, 32]. This system also comes with the need for powdering the tooth surface. This intraoral scanner can offer comparable results like conventional methods, regarding accuracy [33]. However, a number of computer-aided impression systems do not require the use of an opaque powder, such as iTero, cara Trios, and CEREC Omnicam [34].

One clinical investigation, which was similar to this study protocol, reported better marginal fit of all-ceramic crowns fabricated by direct digitalization when compared with indirect digitalization [35]. Another clinical trial, which used the same intraoral scanning system as this study, showed marginal gaps of 48.65 μm for all-ceramic crowns [36].

Various studies have examined the fit of fixed dental prostheses (FDPs) in indirect digitalization using different CAD/CAM systems [37–39], whereas some studies compared the fit of single crowns and FDPs fabricated using indirect and direct digitalization with intraoral scanners [25, 40–43]. Although three in vitro studies compared the internal and marginal fit of three-unit CoCr alloy [43], four-unit zirconia [40, 42], and four-unit CoCr alloy FDPs [42] using direct and indirect digitalization, no clinical data is present regarding computer-aided impressions fabricating three-unit FDPs, and it is unclear whether the digital impression contributes to a more time efficient workflow in the dental office. Only few studies validate and compare the required time for both impression methods [4, 44–46].

This study assesses the clinical fit of CAD/CAM-generated zirconia frameworks of single crowns and three-unit FDPs after indirect and direct digitalization, and compares the efficiency of both impression methods. Two null hypotheses were defined for this study. The first null hypothesis was that single crowns and three-unit FDPs with zirconia frameworks fabricated from direct (computer-aided impression group; CAI) and indirect digitalization (conventional polyether impression group; CI) would show equal values for marginal and internal fit. The second null hypothesis was that no difference in working time would be found between the two methods.

Materials and methods

This prospective, randomized clinical trial and its study protocol were approved by the ethics committee of the Johann Wolfgang Goethe University, Frankfurt (application no. EK 56/10).

All patients enrolled gave consent after being informed about the aims and study protocol. The exclusion criteria were as follows: a periodontal screening index >2, poor oral hygiene, bruxism, patients under the age of 18, and polyether or adrenaline intolerance. Two dentists with CAD/CAM experience in a private practice were assigned to treat the patients. Both examiners had undergone training in intraoral scanning; however, one dentist dropped out shortly after the study began because of a severe health condition. The dentist who dropped out was not replaced.

In 25 patients (15 females and 10 males) with indications for indirect restorations, 17 single all-ceramic zirconia crowns and eight three-unit all-ceramic zirconia FDPs were fabricated and selected for evaluation of the fit between the frameworks and the abutment teeth under clinical conditions.

Clinical procedures

Prior to preparation, all patients received local anesthesia. Preparation of the abutment teeth was performed with distinct chamfer finish lines, where the location of the finish lines was considered optimal at an equigingival or 0.5-mm subgingival level. Guidelines for abutment tooth preparation for all-ceramic reconstructions comprised a tapering of the axial walls by 6–10°, a circumferential reduction of the tooth between 1.2–1.5 mm, and an occlusal reduction of approximately 2 mm. All edges were rounded using Arkansas stones and polishers. Temporary restorations were fabricated using a Bis-GMA Composite (Protemp 4, 3 M ESPE, Seefeld, Germany) and seated with a non-eugenol temporary cement (RelyX Temp NE, 3M ESPE, Seefeld, Germany).

Approximately 1 week after preparation, the patients returned for a second appointment. The teeth were prepared for impression with two retraction cords, sizes #0 and #1 (Ultrapak, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA), soaked in aluminum sulfate liquid (ORBAT Sensitive, lege artis, Dettenhausen, Germany). The retraction cords were placed in the sulcus; the size #0 cord remained in the sulcus during the entire impression-taking procedure, and the size #1 cord was removed prior to impression-taking to allow an accurate display of the preparation and surrounding soft tissues. The same retraction cord technique was used for both the CI and CAI groups.

For each patient, the impression method was randomly allocated with an envelope by the patient, with both the patient and examiner blinded to the group allocation (Fig. 1). To evaluate the efficiency of intraoral scanning versus the conventional impression technique, the total working time was recorded with a stopwatch, with each step involved in the impression procedure recorded individually. The working time was defined as the time required to achieve an impression meeting the acceptance criteria. Impression retakes and rescans of missing areas were recorded as additional time.

Direct digitalization (Lava C.O.S.)

For direct digitalization, a soft tissue retractor (OpraGate, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and Dry Tips (Mölnlycke, Erkrath, Germany) were used. To enable the scanner to detect intraoral surfaces, a thin layer of titanium dioxide powder (Lava Powder for Chairside Oral Scanner, 3M ESPE, Seefeld, Germany) was applied. Phase one of time recording began with powdering. The superiorly placed retraction cord was removed, and the abutment teeth were lightly powdered.

The scanning protocol, using the Lava C.O.S. intraoral scanner, for single crowns involved a quadrant scan capturing the prepared tooth, the opposing quadrant, and the buccal aspect of these quadrants in the intercuspatal position. For three-unit FDPs, the scanning protocol consisted of a full-arch scan of the prepared teeth, the opposing quadrants, and the left and right buccal aspects with the teeth in the intercuspatal position. The manufacturer's recommendations were followed for the scanning path, and this was the same for all intraoral scans. After powdering, phases two (computer aided-impression of the prepared teeth) and three (computer-aided impression of the opposing teeth) of time recording were initiated. Phase four of time recording began at the start of the bite registration procedure.

In total, the beginning sequence occurred 11 times with the computer-aided impression and 14 times with the conventional impression method (Fig. 1).

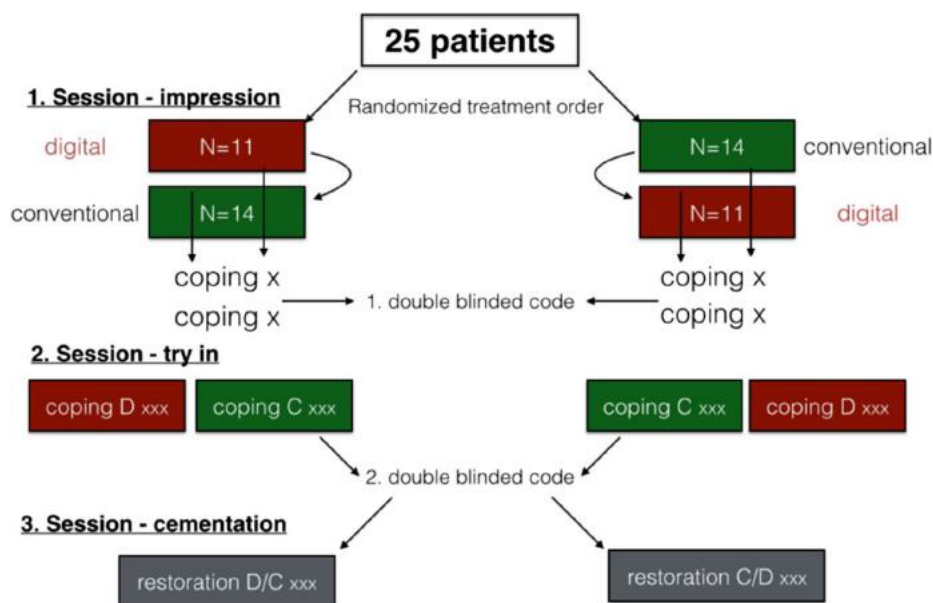
Real-time three-dimensional models were viewed on a flat screen monitor, and after approving the preparation, the data were sent electronically to the manufacturer in the USA via wireless internet connection for digital post-processing.

The scan data downloaded by the dental laboratory were used for virtual segmentation and ditching of the models, and this was done using Lava Laboratory software for Lava C.O.S. (3M ESPE, Seefeld, Germany). One stereolithographic model was produced by means of rapid prototyping at an external model fabrication center. At this point, the design (CAD) and production process (CAM) for the zirconia frameworks was equivalent to the indirect digitalization workflow.

Indirect digitalization (Lava Scan ST)

For all conventional impressions, the polyether material Impregum Penta Soft (3M ESPE, Seefeld, Germany) was used with a Pentamix machine and the monophasic technique, making up phase two of time recording. Following phases three and four of time recording, opposing impressions were taken using the alginate material, Palgat Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany), and a bite registration was taken in maximum intercuspation using Protemp 4 (3M ESPE, Seefeld, Germany). Prior to impression-taking, metal stock trays were selected and

Fig 1 Randomization and blinding method flow chart



individualized with silicone stops and either alginate or polyether adhesive. Phase one of time recording for conventional impressions occurred up to the moment that the tray adhesive was applied.

The impressions were disinfected, and the models were poured with type IV plaster (Fujirock EP, GC, Tokyo, Japan). The stone models were digitalized indirectly with an extraoral scanner using active triangulation (Lava Scan ST, 3M ESPE, Seefeld, Germany) and zirconia copings were designed using Lava Design Software (CAD). The minimum wall thickness of the core material was 0.4 mm. A cement spacer setting of 50 μm , starting 0.8 mm above the margin, and a minimal connector dimension of 9 mm² were maintained. The same settings were used for both groups. Presintered zirconia blanks, which were colored with a coloring liquid according to each patient's tooth shade, were used in a 5-axis milling unit (Lava CNC 500, 3M ESPE, Seefeld, Germany) to produce the frameworks. Following the milling procedure, the frameworks were sintered to a full density and adapted onto the master casts. Two densely sintered frameworks were examiner-blinded with a three-digit code by an independent person who was not involved in the study. The frameworks were tried in and the fit was evaluated. If corrections were necessary, they were done with a red ring diamond bur under constant water-cooling. The frameworks were then veneered by one experienced dental technician with IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Then, two finished restorations were once again blinded with a three-digit code.

The third clinical appointment comprised a double-blinded try-in of the copings from both groups. Then, at the last clinical session, two restorations were tried in and assessed for

clinical parameters including occlusion, proximal contact, and marginal contour. This stage was also double-blinded. Finally, the best fitting crown or FDP, produced either by digital or conventional workflow, was seated using RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Germany).

Evaluation of fit

To document the marginal and internal discrepancy between the inner surface of the restoration and the abutment tooth surface, a replica technique [47] was applied at the try-in appointment. Zirconia copings were filled with a light body silicone material (Express 2 Light Body Flow Quick, 3M ESPE, Seefeld, Germany), seated on the abutment teeth with finger pressure for 10 s, and then fixed with a cotton roll while the patient closed their mouth. After setting, the silicone material that adhered to the internal surface of the framework was removed together with the framework, and this was stabilized to the framework with a silicone material of a different color (Express 2 Ultra-Light Body Quick, 3M ESPE, Seefeld, Germany). After setting, both silicone materials were simultaneously removed from each framework. Because of differences in finger pressure, three replicas were made for each framework to obtain repeatability.

Measurement of the marginal and internal fit

The silicone replicas were cut with a sharp razor blade in both mesio-distal and bucco-lingual directions, resulting in four sections to be measured per abutment. All sample measurements were carried out by one examiner. Cross-sections were adjusted horizontally on modeling clay (Plasteline clay) to obtain a parallel orientation to the microscope's plate and to

achieve a rectangular observation angle. Replica film thickness was examined at mesial, distal, buccal, and lingual locations using a light microscope (Wild M420, Leica Microsystems, Wetzlar, Germany) at $\times 66$ optical magnification and a digital camera that was connected to computer software (IM 1000, Leica Microsystems, Wetzlar, Germany). For each cross-section, the following four landmarks were assessed (Fig. 2):

Marginal gap—measuring points VMR represented the marginal gap according to Holmes et al. [48]. The width was measured as the perpendicular distance from the internal surface at the margin of the restoration to the preparation.

Mid-axial wall—measuring points VMA represented the distance between the die and the inner surface of the crown at the middle of the axial wall.

Axio-occlusal site—the mean of three measuring points at the axio-occlusal site represented the axio-occlusal transition discrepancy (VMC).

Centro-occlusal site—measuring points VMO represented the centro-occlusal discrepancy.

Statistical analysis

The tabulated data were imported into a statistical program (SPSS 21.0, SPSS Inc., Chicago, USA). For each method, the mean, standard deviation (SD), median, minimum value, maximum value, and 95 % confidence interval of the marginal

and internal gap (cement gap) width were calculated and shown graphically using box plot diagrams.

The Kolmogorov–Smirnov and Shapiro–Wilk tests were carried out to test normal distribution, and Levene's test was used to assess for homogeneity of variance. Then, for the comparison of continuous variables with two levels, the Mann–Whitney U test was applied. Results with p values < 0.05 were considered statistically significant.

Results

Levene's test displayed no significant difference between the two groups regarding equality of variances, and the Kolmogorov–Smirnov and Shapiro–Wilk tests showed a non-normal distribution.

The overall results for the mean, median, SD, minimum, maximum, and 95 % confidence interval for all landmarks for single crowns and three-unit FDPs are shown in Table 1 for CAI and CI. The mean marginal gap dimension at landmark VMR was $61.08 \mu\text{m}$ (SD $24.77 \mu\text{m}$) for CAI and $70.40 \mu\text{m}$ (SD $28.87 \mu\text{m}$) for CI. For landmark VMA, the mean values were $88.27 \mu\text{m}$ (SD $41.49 \mu\text{m}$) for CAI and $92.13 \mu\text{m}$ (SD $49.87 \mu\text{m}$) for CI. Landmark VMC had a mean of $144.78 \mu\text{m}$ (SD $46.23 \mu\text{m}$) for CAI and $155.60 \mu\text{m}$ (SD $55.77 \mu\text{m}$) for CI. VMO means were $155.57 \mu\text{m}$ (SD $49.85 \mu\text{m}$) and $171.51 \mu\text{m}$ (SD $60.98 \mu\text{m}$) for CAI and CI, respectively. The *box plot* diagrams are shown in Figs. 3 and 4.

Only the values for the marginal (VMR) and internal gap at the occlusal site (VMO) of CAI differed significantly from the measurements of CI ($p < 0.05$) (Mann–Whitney U test). Landmarks VMA and VMC did not differ significantly. Time recording for a quadrant scan for single crowns with Lava C.O.S. (CAI) revealed a mean total time of 10 min 21 s, whereas for a full-arch scan for three-unit FDPs, a mean time of 15 min 27 s was required, compared with 15 min 33 s and 17 min 07 s, respectively, for an Impregum impression (CI) (Table 2). The individual phases for time recording are illustrated comparatively for both methods in Fig. 5 for quadrant scans and in Fig. 6 for full-arch scans. Therefore, the total working time for quadrant and full-arch scans was 5 min 6 s and 1 min 34 s less, respectively, when compared with conventional impressions.

Discussion

One major parameter for clinical success is the fit of a restoration. The larger the marginal discrepancy, the more rapid is the rate of cement dissolution and the higher is the risk of bacterial insult, causing pulpal inflammation and necrosis [49]. The precision of digital and conventional impressions was evaluated in this *in vivo* study by comparing the different

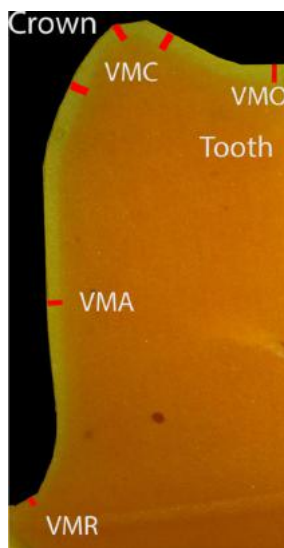


Fig 2 Example of a cross section of a replica. Locations of measurements at VMR marginal gap, VMA mid-axial wall, VMC axio-occlusal transition (defined by three points at the cusp), VMO centro-occlusal

Table 1 Mean gap widths, medians, standard deviations, minimum, and maximum values of 17 fabricated crowns and 8 three-unit FDPs fabricated by CAI and CI at 4 different landmarks are displayed

Landmark	CAI										CI			
	Mean (µm)	Median (µm)	SD (µm)	Min (µm)	Max (µm)	95 % confidence interval		Mean (µm)	Median (µm)	SD (µm)	Min (µm)	Max (µm)	95 % confidence interval	
						lower	upper						lower	upper
VMR ^a	61.08	60.31	24.77	22.41	104.65	56.30	73.41	70.40	68.64	28.87	24.54	115.76	63.91	79.39
VMA	88.27	83.34	41.49	31.04	179.32	82.15	99.58	92.13	83.06	49.87	26.78	188.98	78.13	89.93
VMC	144.78	139.99	46.23	53.43	259.34	138.32	153.16	155.60	141.53	55.77	66.54	330.53	144.83	159.93
VMO ^a	155.57	145.37	49.85	73.20	297.98	154.6	177.39	171.51	168.67	60.98	87.85	377.43	168.50	188.61

VMR marginal gap, VMA mid-axial wall, VMC axio-occlusal transition, VMO centro-occlusal site

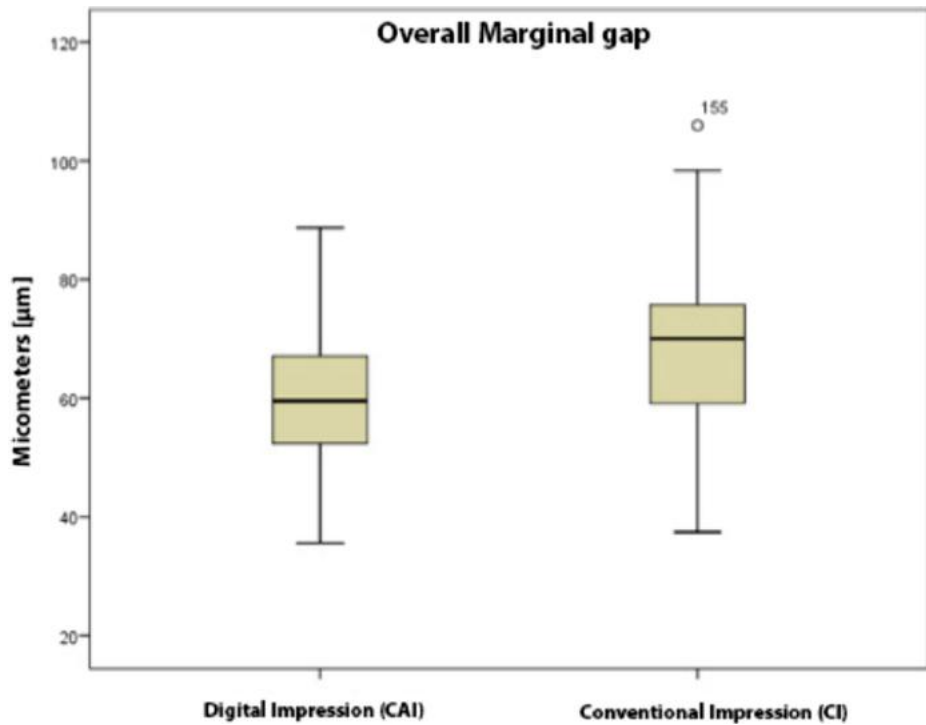
^a Statistically difference was found at landmark VMR and VMO between CAI and CI (Mann–Whitney *U* test)

workflows, different indications for restoration, and measuring the marginal and internal fit of the fabricated zirconia frameworks. Both examiner and participants were blinded to prevent bias in the results and to obtain an objective assessment without influence by branding and other confounding variables. The first null hypothesis has to be rejected. The results showed significant differences between the types of methods being applied. The marginal values for both methods were within the range of clinical acceptance according to Mclean et al. [13]. Zirconia frameworks fabricated using direct digitalization exhibited significantly smaller values for marginal and internal fit at the occlusal site assessed, thereby indicating a more precise fit. Although the marginal gap values at VMR of CAI and CI differed significantly, the relevance of this difference is debatable because the mean, confidence interval, and maximum value are below the described threshold of 120 µm, indicating acceptable clinical fit. This can also be explained by the fact that no internal adjustments were necessary for any of the evaluated frameworks produced by digital or conventional impressions at the try-in session. The maxima of the gap values were nearly similar for digital and conventional impressions, with values of 104.65 and 115.76 µm, respectively. The internal fit revealed in the present study was smaller than that found in other studies [17, 36]. It is interesting to note that a statistically significant difference in the marginal and internal fit could be found at the occlusal landmark. Previous studies also found a correlation between the marginal and internal accuracy [17, 50].

CAD/CAM fabrication of zirconia substructures currently uses two methods of data acquisition. In indirect digitalization, the need for a conventional impression with elastomeric materials and the production of a plaster model, made out of gypsum, is essential. In contrast, direct intraoral digitalization merges these steps into a digital workflow. This digital workflow eliminates the need for a plaster model to fabricate the coping. The copings are constructed from a direct intraoral dataset, and a physical model is produced by rapid prototyping with stereolithography, allowing a layer thickness of 25 µm in the production process [51]. The higher inaccuracies in the conventional workflow can be explained by the potential sources of error and the long process chain [33].

The second null hypothesis also has to be rejected. The scanning protocol for Lava C.O.S. was conducted with either a quadrant or full-arch scan, and this was evaluated by measuring the total working time. This system produces video sequences that are assembled to a virtual model of the jaw. By using only one clinician with specific training in direct intraoral scanning, standardization of the time recording procedure was achieved. Aspects such as removal of the temporary restoration, cleaning of abutments, cord placement, and drying of the oral cavity were not included because durations were similar for both approaches. The present study showed that digital impressions were more efficient than conventional

Fig 3 Box plot diagram comparing overall mean marginal gap values at VMR and standard deviation (SD) in micrometers for CAI and CI



impressions for single crowns and three-unit FDPs. Direct digitalization demonstrated a mean time saving of 5 min 6 s and 1 min 34 s for quadrant and full-arch scans, respectively. This may be explained by the fact that the practitioner can view a real-time model on a computer display immediately after scanning. As such, errors during impression-taking can

be corrected without repeating the entire process. Therefore, the rescan time for digital impressions was less than the time taken to retake conventional impressions. Furthermore, the use of impression materials and trays is not needed, thereby conserving the time normally used for preparation of stock trays, application of adhesive, and individualization with silicone. Moreover, it can be stated that stitching full-arch scans appears to be more time-consuming than stitching quadrant scans because of the greater amount of data and the ability of the computer hardware to manage this data.

Lee and Galluci [44] evaluated the efficiency of both impression methods for single implants, resulting in a significant difference of more than 12 min in favor of digital impressions. It is interesting to note that in this study, second year dental students with no experience in either conventional or digital implant impressions judged the level of difficulty to be

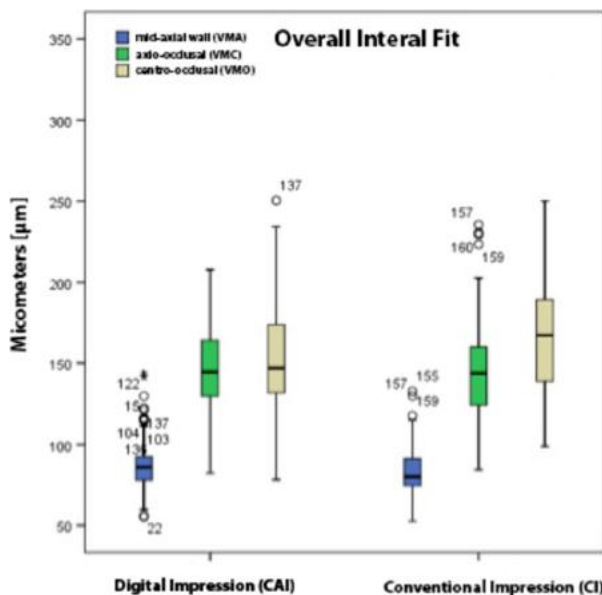


Fig 4 Box plot diagram comparing overall mean internal fit at values VMA, VMC, VMO, and standard deviation (SD) in micrometers for CAI and CI

Table 2 Mean time recording for quadrant (CAI-Q) and full arch (CAI-F) scanning with Lava C.O.S. and polyether impression (CI)

	Total	Step one	Step two	Step three	Step four
CAI-Q ^a	10 m 21 s	1 m 26 s	5 m 25 s	2 m 52 s	0 m 42 s
CI	15 m 33 s	4 m 25 s	7 m 1 s	2 m 48 s	1 m 33 s
CAI-F ^a	15 m 27 s	2 m 09 s	7 m 45 s	4 m 20 s	1 m 18 s
CI	17 m 07 s	4 m 38 s	8 m 9 s	3 m 29 s	1 m 20 s

Step one—powdering/stock tray individualization; step two—impression; step three—impression antagonist; step four—bite registration

^a Quadrant (Q); full arch (F)

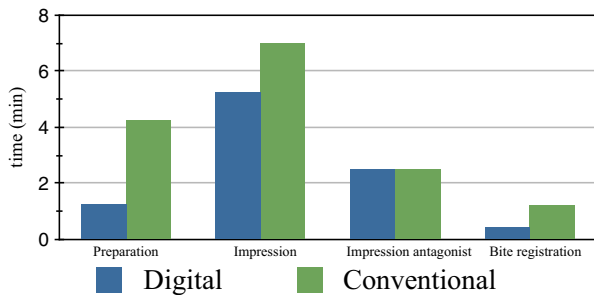


Fig 5 Bar diagram comparing mean time expense for quadrant scan (digital impression) and conventional impression for each step

significantly lower for the digital versus the conventional impressions. This suggests that the learning curve for this generation in taking digital impressions may be reduced when compared with conventional impressions. The results from the aforementioned study and the results of our study are also in accordance with those found by Patzelt et al. [46], who stated that a digital workflow might be beneficial in establishing a more time efficient workflow for the clinician, whereas it is still significantly dependent on the system used, the intraoral scanner technology, and whether a quadrant or a full-arch scan is being performed. Because of differences in time measurement methodologies and the variations that were present in these studies, a complete comparison cannot be made. However, another study comparing digital and conventional impression techniques showed that the participants significantly favored the digital impression because of its associated treatment comfort [4].

Inaccuracies of 14–17 μm may result during matching of different scans [52]. An in vitro study conducted by Ender et al. [53], which compared the precision of computer-aided impressions and the matching algorithm in full-arch scans for the CEREC Bluecam and the Lava C.O.S. systems, showed that the accuracy of digital impressions is similar to that of conventional impressions.

In this study, a coating powder was necessary because of the translucency of the tooth surface. Under optimal conditions, the thickness of the coating is 25–30 μm . The powdering technique has a significant influence on the coating

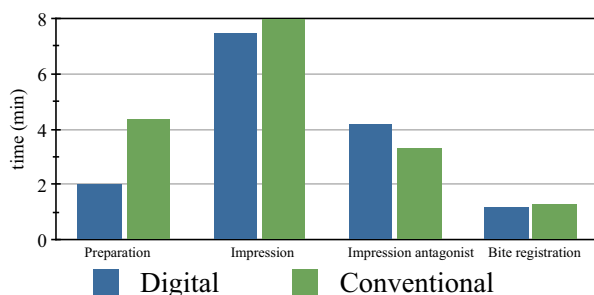


Fig 6 Bar diagram comparing mean time expense for full arch scan (digital impression) and conventional impression for each step

thickness [54], but further investigation is necessary on the influence of powder type and precision of application. The intraoral scanner can only display areas that can be viewed directly by the dental practitioner. Chamfer lines in this study were mainly at an equigingival or slightly subgingival level. Problems in preparation line detection using the intraoral scanner are more likely to occur when finish lines are placed deep subgingivally, as a greater effort is required for adequate soft tissue management. However, this issue was not tested in this study and further investigation on this topic is required. Moreover, accuracy in intraoral scanning is also highly dependent on the practitioner. It is important for the practitioner to obey the scanning protocol recommended by the manufacturer [55], and to maintain a steady learning curve in managing this new technology. Furthermore, the accuracy of intraoral scanning is affected negatively by patient-related factors such as intraoral space, saliva, and patient movement [56].

In this study, clinical fit was investigated using the silicone replica technique. Among the in-vivo techniques for measuring the fit of restorations, the replica technique is an accepted evaluation method [57]. This method has been used by numerous authors to investigate the accuracy of crowns and FDPs because of its reliable and non-invasive nature [25, 35–38, 40–42]. As opposed to the techniques used in the aforementioned studies, our zirconia frameworks were filled with light-bodied silicone during try-in, without ceramic veneering, to avoid incomplete seating due to proximal contacts. However, it must also be considered that significant changes may occur during the veneering [58] and sintering processes [42] of presintered zirconia, which can influence the density and final dimension of the restoration, possibly leading to higher values for marginal fit. For a precise analysis, it would have been more favorable to evaluate the clinical fit after veneering. Finger pressure was used to simulate clinical cementation. Additionally, three replicas were fabricated per abutment tooth, capturing 4608 values in total. This provided a reliable dataset for acquiring mean values for each measurement site. However, a disadvantage of this technique is its two-dimensional format. In our study protocol, four segments with six landmarks per abutment were obtained to measure marginal and internal accuracy, and this may not represent the complete circumferential fit [59]. Shortcomings of this technique may include the presence of defects in the silicone film, leading to inaccuracies in the microscopic measurements, especially if the finish line is located subgingivally [37, 38].

The results of this study are in agreement with the results of other clinical studies dealing with all-ceramic computer-designed zirconia restorations. In a similar comparative study protocol using the replica method for 20 single all-ceramic Lava crowns fabricated on the basis of direct digitalization, Syrek et al. [35] revealed a median marginal gap of 49 and 71 μm for the directly and indirectly digitalized test groups, respectively. The present study also affirms the results by

Scotti et al. [36], which showed a gap value of $48.65 \mu\text{m}$ for Lava C.O.S. and a similar internal fit. Furthermore, Brawek et al. showed clinical gap values of $51 \pm 38 \mu\text{m}$ for single crowns fabricated on the basis of direct digitalization using the Lava Digital Veneering System compared with $83 \pm 51 \mu\text{m}$ for the Vita Rapid Layering technique [25]. In a comparable in vivo study using the replica method, Reich et al. identified a median marginal accuracy of $91 \mu\text{m}$ for veneered Lava four-unit FDPs [38] and $65\text{--}75 \mu\text{m}$ for veneered Lava three-unit FDPs [37]. In another investigation, the marginal and internal fit of four-unit zirconia frameworks fabricated using the same direct and indirect digitalization methods as in the present study were measured in vitro, resulting in no significant differences between the methods with both groups showing clinically acceptable fit of the restorations (Lava C.O.S.: $63.96 \pm 36.75 \mu\text{m}$; Lava Scan ST: $65.33 \pm 37.27 \mu\text{m}$) [40].

According to Seelbach et al. [41], marginal accuracies of $48 \pm 25 \mu\text{m}$ for Lava C.O.S., $48 \pm 25 \mu\text{m}$ for CEREC and $41 \pm 16 \mu\text{m}$ for iTero showed comparable results for single crowns and putty wash impressions, indicating that differences in the accuracies of intraoral scanning devices may be caused by their resolution and individual technology.

Furthermore, for the iTero scanner, data is available. Keul et al. conducted an in vitro study comparing the accuracy of datasets on the basis of direct and indirect digitalization, showing significantly lower deviations for iTero [42]. It also indicated that four-unit frameworks milled from base metal alloys after direct digitalization showed a significantly better fit than frameworks fabricated from cobalt-chrome alloy after indirect digitalization. Similarly, an improved fit has also been noted for three-unit frameworks generated from digital and conventional impressions that were milled from cobalt-chrome alloy [43]. However, because of differences in the measurement protocols and landmarks used, an accurate comparison between these studies is difficult. Moreover, long-term clinical observation of these restorations is required to demonstrate the true effect of marginal and internal discrepancies.

Conclusions

Zirconia frameworks of single crowns and three unit FDPs fabricated from computer-aided impressions demonstrated significantly better marginal fit than those fabricated from conventional impressions.

Zirconia frameworks of single crowns and three unit FDPs fabricated from computer-aided and conventional impressions showed clinically acceptable marginal fit.

Computer-aided impressions may be more time efficient for both quadrant scans and full-arch scans when compared with conventional impressions.

Acknowledgments The authors would like to thank the dental technician Mr. Thomas Jobst, from Zirko-Dent dental laboratory, for his laboratory work. The authors received material support for this study from 3M ESPE.

Conflict of interest The authors declare no competing interest.

References

- Christensen GJ (2008) Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 139(6):761–763
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204(9):505–511
- Christensen GJ (2008) The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 139(3):347–349
- Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H (2014) Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*. doi:10.1186/1472-6831-14-10
- Breeding LC, Dixon DL (2000) Accuracy of casts generated from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 84(4):403–407
- Cho GC, Chee WW (2004) Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 92(4):354–358
- Luthardt RG et al (2006) Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater* 22(1):69–76
- Luthardt RG, Walter MH, Weber A, Koch R, Rudolph H (2008) Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont* 21(4):322–327
- Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B (2007) Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont* 20(6):573–575
- Di Felice R, Scotti R, Belser UC (2002) The influence of the mixing technique on the content of voids in two polyether impression materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 112(1):12–16
- Persson AS, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G (2008) Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater* 24(8):1123–1130
- Belser UC, MacEntee MI, Richter WA (1985) Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 53(1):24–29
- McLean JW, von Fraunhofer JA (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131(3):107–111
- Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH (2007) Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 20(4):383–388
- Padbury A Jr, Eber R, Wang HL (2003) Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *J Clin Periodontol* 30(5):379–385
- Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K (1983) Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 10(6):563–578
- Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH (2008) Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 116(3):272–279

18. Thompson VP, Rekow DE (2004) Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci* 12(spe):26–36
19. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98(5):389–404
20. Mörmann W, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A (2013) Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 20:113–125. doi:10.1016/j.jmbm.2013.01.003 Epub 2013 Jan 23
21. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent* 15(2):159–164
22. Rinke S, Schäfer S, Schmidt AK (2014) Einsatzmöglichkeiten zirkonverstärkter Lithiumsilikat- Keramiken. *Quintessenz Zahntech* 40(5):536–546
23. Rosentritt M (2013) Verschleißuntersuchung an keramischen Werkstoffen, Report Number: 219_3; 02/2013. Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Regensburg
24. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F (2014) A novel CAD/ CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag* 13(2):446–452
25. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S (2013) The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 17(9):2119–2125
26. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D (2009) High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 25(1):121–128
27. Mehl A, Koch R, Zaruba M, Ender A (2013) 3D monitoring and quality control using intraoral optical camera systems. *Int J Comput Dent* 16(1):23–36
28. Rekow ED (2006) Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc* 137(Suppl):5S–6S
29. Mörmann WH, Bindl A (1996) The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessenz Int* 27(12):821–828
30. Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T (2009) Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 12(1):11–28
31. Ziegler M (2009) Digital impression taking with reproducibly high precision. *Int J Comput Dent* 12(2):159–163
32. Rohaly J (2009) The development of the Lava chairside oral scanner C.O.S. technology—masterstroke of a legion of talented and committed people. *Int J Comput Dent* 12(2):165–169
33. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D (2013) Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17(4):1201–1208, PMID: 22847854
34. Kachalia PR, Geissberger MJ (2010) Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 38(5):323–330
35. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodessaer J (2010) Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38(7):553–559
36. Cardelli P, Scotti R, Monaco C (2011) Clinical fitting of CAD/ CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent*. doi:10.1016/j.jdent.2011.10.005
37. Reich S et al (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113(2):174–179
38. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J (2008) Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 116(6):579–584
39. Beuer F, Naumann M, Gernet W (2009) Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 13:343–349
40. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF (2014) Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 18(2):515–523. doi:10.1007/s00784-013-0987-2
41. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B (2013) Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 17(7):1759–1764
42. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF (2014) Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization—a laboratory study. *Dent Mater* 30(4):400–407
43. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortop A (2014) Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent*. doi:10.1155/2014/534382 Epub 2014 Mar 3
44. Lee SJ, Gallucci GO (2014) Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants* 24(1):111–115
45. Gozdowski S, Reich S (2009) A comparison of the fabrication times of all-ceramic partial crowns: Cerec 3D vs IPS Empress. *Int J Comput Dent* 12(3):279–289
46. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W (2014) The time efficiency of intraoral scanner: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc* 145(6):542–551
47. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH (2000) Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84(4):419–424
48. Holmes JE, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC (1992) Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 67(5):594–599
49. Jacobs MS, Windeler AS (1991) An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 65(3):436–442
50. Hmaidouch R, Neumann R, Mueller WD (2011) Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. *Int J Comput Dent* 14(3):219–226
51. Schweiger J, Beuer F, Edelhoff D (2011) Digital workflow teil 3. *Quintessenz Zahntech* 37:60–72
52. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG (2002) Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5(2–3):155–164
53. Ender A, Mehl A (2011) Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 14(1):11–21
54. Quaas S, Loos R, Sporbeck H, Luthardt RG (2005) Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60:96–99
55. Ender A, Mehl A (2013) Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16(1):11–21
56. Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC (2013) Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 144(3):471–478
57. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G (2008) Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35(2):116–122
58. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M (2010) Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 37(4):283–291
59. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H (2000) Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83(1):p40–p49

5. Darstellung des eigenen Anteils

Das Studiendesign wurde von Danush Ahrberg, Dr. Paul Weigl und Martin Ahrberg entworfen. Die Erarbeitung der strukturierten Patientendokumentation (CRF), die klinische Behandlung und Untersuchung der Studienpatienten sowie die labortechnische Untersuchung der Replika-Proben wurde selbstständig von Herrn Danush Ahrberg durchgeführt. Für die Durchführung und Auswertung des statistischen Teils der Arbeit ist die Dienstleistung eines externen Beraters in Anspruch genommen worden. Die Publikation wurde durch Herrn Danush Ahrberg und mit geringfügiger Hilfe von Herrn Dr. Paul Weigl erstellt. Darüber hinaus standen Prof. H.-C. Lauer und Martin Ahrberg in beratender Funktion während der Studie zur Verfügung.

6. Literaturverzeichnis

1. McLean JW, von Fraunhofer JA (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131(3): 107-111
2. Thompson V, Rekow ED (2004). Dental ceramics and the molar crown testing ground *J of Applied Oral Science* 12:26-36
3. Rekow D, Thompson VP (2005). Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of Engineering in Medicine* 219(4): 233-243
4. Tuntiprawon M, Wilson PR (1995). The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Austral Dent J* 40(1): 17-21
5. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38(7): 553-559
6. Cardelli P, Scotti R, Monaco C (2011). Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent* doi:10.1016/j.jdent.2011.10.005
7. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow - the comparison of two systems. *Clin Oral Invest* doi: 10.1007/s00784-013-0923-5
8. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W (2014) The time efficiency of intraoral scanner: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc* 145(6): 542-551
9. Gozdowski S, Reich S (2009). A comparison of the fabrication times of all-ceramic partial crowns: Cerec 3D vs IPS Empress. *Int J Comput Dent* 12(3): 279-289
10. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92(6): 557-562
11. Duret F, Preston JD (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry* 1(2) 150-154
12. Mormann WH (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137 Suppl. (7S-13S).
13. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 76(2): 187-193
14. Schweiger J, Beuer F, Edelhoff D (2010). Digital Workflow Teil 1. *Quintessenz Zahntech* 36: 1174-1181
15. Schweiger J, Beuer F. (2009) Sinterverbundkronen: Hightech - Verblendkeramik-kronen im reinen CAD/CAM Verfahren. *Quintessenz Zahntech*;35: 262-272
16. Mehl A, Koch R, Zaruba M, Ender A (2013) 3D monitoring and quality control using intraoral optical camera systems. *Int J Comput Dent* 16(1): 23-36
17. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204(9): 505-511

18. Mehl A, Hickel R. (1999) Current state of development and perspectives of machine based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 2(1): 9-35.
19. Christensen GJ (2008) The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 139(3):347-349.
20. Luthardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MH (2006) Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater* 22(1): 69-76
21. Luthardt RG, Walter MH, Weber A, Koch R, Rudolph H (2008) Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial *Int J Prosthodont* 21(4): 322-7
22. Persson AS, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G (2008). Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mat* 24(8):1123-1130
23. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG (2002). Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5(2-3): 155-164
24. Quaas S, Loos R, Rudolph H, Luthardt RG (2015) Randomized controlled trial comparing direct intraoral digitalization and extraoral digitalization after impression taking. *Int J Prosthodont* 28(1): 30-32
25. Endo T, Finger WJ (2006). Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence Int* 37(1): 47-51
26. Balkenhol M, Ferger P, Wostmann B (2007). Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont* 20(6):573-575
27. Endo T, Finger WJ (2005). Evaluation of the elastic recovery of polyether impression materials. *American J Dent* 18(6): 355-360
28. Cho GC, Chee WW (2004). Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 92(4): 354-358
29. Birnbaum NS, Aaronson (2008). Dental impressions using 3D scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent* 29: 494, 496, 498-505
30. Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W (2014). Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 145(11):1130-40
31. Kim JH, Kim KB, Kim WC, Kim JH, Kim HY (2014) Accuracy and precision of polyurethane dental arch models fabricated using a three-dimensional subtractive rapid prototyping method with an intraoral scanning technique. *Korean J Orthod.* 44(2):69-76
32. Luthardt RG, Walter MH, Weber A et al (2008). Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont* 21(4): 322-327
33. Fluegge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the utero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 144(3): 471-8. doi: 10.1016/j.jajodo.2013.04.017
34. Ting-Shu S, Jian S (2014) Intraoral digital impressions technique: a review. *J Prosthodont.* DOI 10.1111/jopr.12218

35. Ender A, Mehl A (2013). Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16: 11-21
36. Quaas S, Loos R, Sporbeck H, Luthardt RG (2005). Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60: 96-99
37. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mat* 25(1): 94-102
38. Mehl A, Hickel R (1999). Current state of developments and perspectives of machine based- production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 2(1): 9-35
39. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ (2001). Marginal fit of alumina-and-zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26(4): 367-74
40. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AR, Kastner K, Walter WH (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84(4): 419-424
41. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62(4): 405-408
42. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113(2): 174-179
43. Reich S, Kappe K, Täschner H, Schmitt J (2008). Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 116(6): 579-584
44. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G (2001). LAVA- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 4(3): 195-206
45. Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED et al. (2008). Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res B (1)*: 117-123
46. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009). Marginal and internal fit of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 25(1): 94-102
47. Olivera AB, Saito T (2006). the effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont* 15(4): 243-249
48. Laurent M, Scheer O, Dejoui J, Laborde G (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35(2): 116-122
49. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai (2008). In vitro evaluation of the „replica technique“ in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Prac* 9(2): 25-32
50. Weaver CJ, Millstein PL, Nathanson D (1992). Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crowns cementation. *J Prosthet Dent* 67(6): 786-790

51. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH (2008). Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 116(3): 272-279
52. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D (2009). High strength CAD/CAM fabricated veneering material sintered to Zirconia copings - a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mat* 2009;25:121-128
53. Schweiger J, Beuer F, Eichberger M, Edelhoff D (2011). Digital Workflow, Teil 3. *Quintessenz Zahntech* 37;(1):60-72

7. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Herrn Dr. Paul Weigl für die Möglichkeit und die gewährten Freiheiten diese klinische Studie mit dem angewandten Studiendesign durchzuführen, um ein hohes Evidenzlevel erzielen zu können.

Meinen herzlichen Dank möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer, für das Überlassen des Dissertationsthemas und die damit verbundene Unterstützung aussprechen.

Meinem geliebten, verstorbenen Vater, Martin Ahrberg, danke ich von Herzen, mir bei Fragen und Problemen sofort zur Stelle gestanden zu haben.

Herrn ZTM Thomas Jobst gilt mein besonderer Dank für die fachliche Unterstützung und für seine zahntechnische Umsetzung der prothetischen Arbeiten.

Bedanken möchte ich mich bei Frau Martina Wieland von der Firma 3M ESPE für ihre beratende die Unterstützung in der Anwendung des Intraoralscanners Lava C.O.S.

8. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Danush Ahrberg
Geburtsdatum/-ort: 25.06.1985, Seeheim-Jugenheim
Eltern: Jaleh Noorian Ahrberg, Martin Ahrberg
Familienstand: ledig, keine Kinder
Nationalität: Deutsch

Schulbildung

1995 - 1997 Justus-Liebig-Schule: Gymnasium, Darmstadt
1997 - 2001 Edith-Stein-Schule: Gymnasium, Darmstadt
2001 - 2004 Townshend International School, Budweis, Tschechische Rep.

Hochschulausbildung

2004 - 2007 Universität Witten/Herdecke, Witten
Fachrichtung: Zahnmedizin
2007 - 2011 Johann-Wolfgang-Goethe-Universität, Frankfurt
Fachrichtung: Zahnmedizin, 04.07.2011 zahnärztliche Approbation
2011-2016 Promotion am Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Frankfurt, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Berufliche Tätigkeit

seit 2011 als angestellter Zahnarzt tätig

9. Schriftliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel

Klinische Studie zur objektiven Erfassung des therapeutischen Zeitaufwands und der Ergebnisqualität eines konventionellen vs. eines digitalen intraoralen Abformverfahrens für die Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz

in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Carolinum unter Betreuung und Anleitung von Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer und durch Dr. Paul Weigl ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht. Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Vorliegende Ergebnisse der Arbeit wurden in folgendem Publikationsorgan veröffentlicht:

Danush Ahrberg, Hans Christoph Lauer, Martin Ahrberg, Paul Weigl,
Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial
Clin Oral Invest, (2016) 20:291-300 DOI 10.1007/s00784-015-1504-6, 2015

(Ort, Datum)

(Unterschrift)