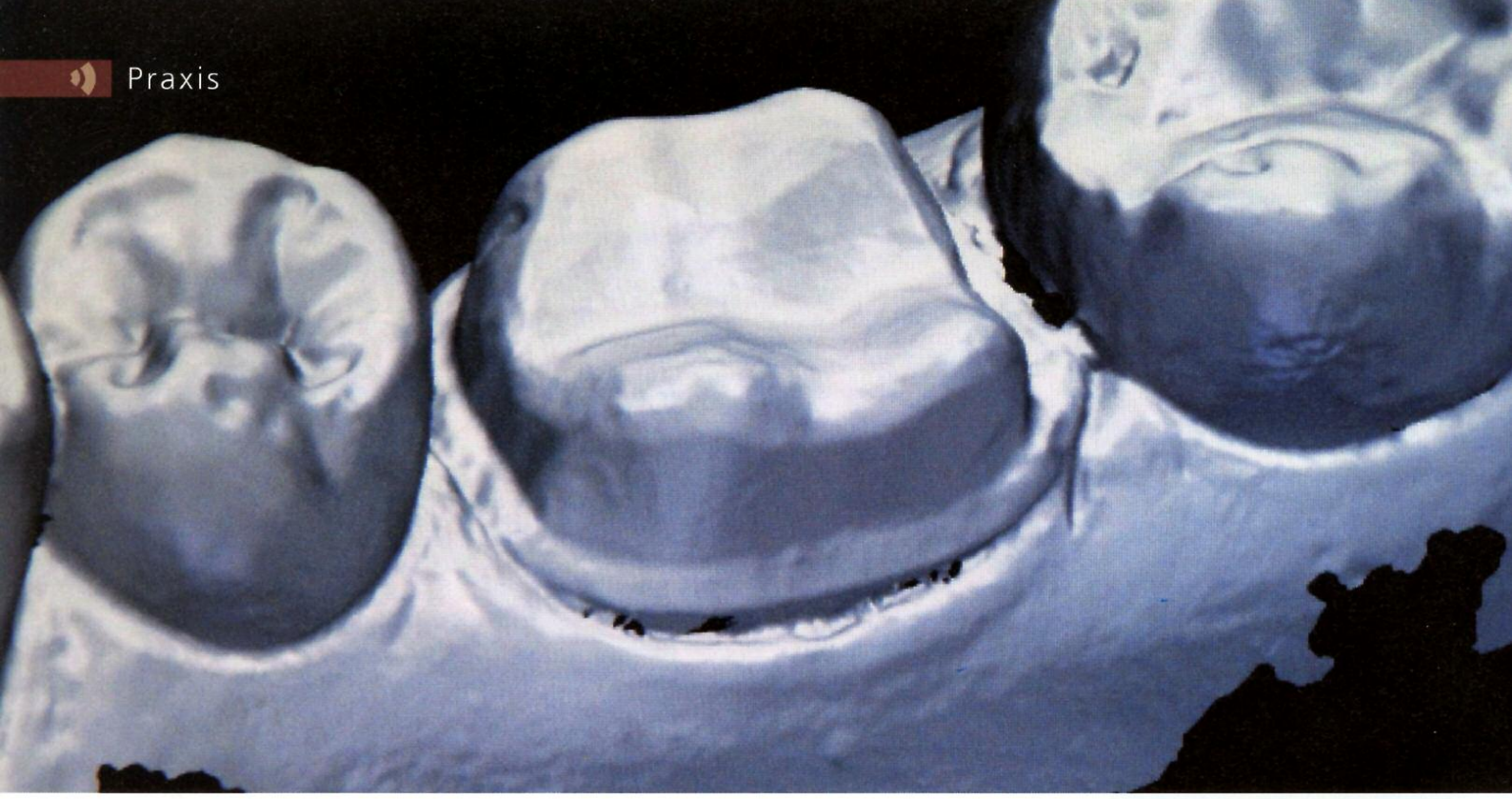
ISSN 1863-7965

ZP ZAHNARZT & PRAXIS

Praxis Infektionsweg Abformhaftvermittler
Für Sie gelesen CAD/CAM – Fortschritt oder Kompromiss?
Spezial Praxisausstattung

5 Oktober 2012



Datensätze aus der Intraoralkamera verändern die Restaurationstechnik

Digitalisierung bringt den Patienten näher

▸ Manfred Kern

Indizes: Intraoralscan, Digitalisierung, Vollkeramik, marginale Passung

Die digitale intraorale Abformung ist zu einem zentralen Bestandteil der computergestützten Restauration geworden. Lichtoptisch arbeitende Scansysteme ergänzen zurzeit den konventionellen Elastomerabdruck und können ihn in Zukunft voraussichtlich vielfach ersetzen, sobald die Aufnahmetechnik im subgingivalen, blutungs- und sekretanfälligen Bereich weiter entwickelt ist. Das Digitalverfahren führt optoelektronische Vermessungen der Zahnoberflächen im Patientenmund durch. Aus einer Vielzahl von Einzelmessungen werden die Raumkoordinaten zu einem kompletten Modellsatz zusammengefügt.

Präparation, Lateralzähne, Antagonisten, Gegenbiss und die habituelle Schlussbissstellung werden zu dreidimensionalen Modellen gerechnet, die exakt die anatomische Situation darstellen. Im CAD/CAM-Prozess bilden die virtuellen Modelle die Grundlage für die Konstruktion der Restauration auf dem Bildschirm und für das Formschleifen der Versorgung aus Keramik, Kunststoff (Langzeitprovisorien) oder Metall. Ferner kann mit dem Datensatz ein zahntechnisches Sägeschnittmodell aus Kunststoff hergestellt werden, um die keramischen Verblendschichten aufzubringen und final die Okklusalflächen zu artikulieren. Die Modelle können direkt vom Datensatz ausgehend gefräst, stereolithografisch aus Acrylat lasergehärtet oder im Rapid-Prototyping-Verfahren aus Wachs oder Kunststoff gefertigt werden. Dieser Arbeitsweg wird als „digitaler Workflow" bezeichnet. Dadurch muss kein Gipsmodell mehr gegossen und

kein Meistermodell extraoral digitalisiert werden, wie es bei der konventionellen Abformung mit Elastomeren noch notwendig ist.

Die Verbreitung der CAD/CAM-Technik in der restaurativen Zahnheilkunde basiert auf zwei Ansatzpunkten. Die Protagonisten des Chairside-Verfahrens – also des CAD/CAM-Prozesses an der Behandlungseinheit – hatten zum Ziel, die Versorgung der Kavität und des Kronenstumpfes direkt mit Silikatkeramik in einer Sitzung durchzuführen. Zur Akquisition der Daten erforderte dies eine lichtoptisch arbeitende Messkamera für die Aufnahme der Präparation, eine Software zur CAD-Konstruktion auf dem Bildschirm und einen computergesteuerten Fräsautomaten an der Behandlungseinheit zum Ausschleifen der Restauration.

Der andere Ansatz in der CAD/CAM-Technik hängt mit der Nutzung von Hochleistungs-Oxidkeramiken für Kronen und Brücken zusammen. Die Verarbeitung des mechanisch hoch belastbaren Materials wie Zirkoniumdioxidkeramik erforderte jedoch eine Formgebung mittels Computereinsatz, um den Datensatz der CAD-Konstruktion in maschinenlesbare Fräsbefehle umzuwandeln und die festigkeitssteigernde Sinterschrumpfung zu kompensieren. Ferner hat die Computerisierung der Arbeitsschritte neue Türen geöffnet und die Prozesskette von der digitalen Intraoralaufnahme bis zur NC-gefrästen Verblendung prospektiv planbar gestaltet. Dadurch hat die Digitalisierung den Workflow von der Abformung an der Behandlungseinheit über das Modell bis zur Gerüstfertigung standardisiert und unter gleichbleibenden Bedingungen reproduzierbar gemacht. Das Überspringen mehrerer konventioneller Prozessschritte im ZT-Labor hat den Arbeitsaufwand reduziert.

Fehlerfrei abformen

Auf dem 10. Keramiksymposium der AG Keramik stellte Prof. Bernd Wöstmann (Universität Gießen) die Fortschritte in der Digitalisierung der intraoralen Kieferabformung in den Mittelpunkt seiner Ausführungen: Auf dem Weg zu einer exakten Restauration ist die Abbildung der intraoralen Situation auf einem realen oder auch auf einem virtuellen Modell ein entscheidender Schritt, da die Herstellung definitiver Restaurationen – vom Inlay bis hin zu mehrgliedrigen Brücken – ausschließlich indirekt möglich ist. Aufgrund werkstofflicher und haptischer Bedingungen ist es bis heute nicht machbar, über die klassische Abformung mit Elastomeren ein „fehlerfreies" konventionelles (Gips-)Modell herzustellen. Ebenso spielt das individuelle Geschick des Zahnarztes und des Zahntechnikers hierbei eine Rolle – eine Situation, die sich kaum standardisieren lässt. Damit ist auch jedes auf Basis dieses Arbeitsprozesses erzeugte virtuelle Modell ungenau – einerlei, wie präzise der Scanvorgang an sich ist. Deshalb liegt es nahe, den Scanvorgang direkt in der Mundhöhle durchzuführen. Das hat den entscheidenden Vorteil, dass unmittelbar nach dem Scannen eine dreidimensionale Ansicht der Präparation verfügbar ist, mit der Präparationsfehler detektiert und sofort behoben werden können (Abb. 1). Neben dieser Standardisierung liegt der weitere Nutzen der Digitaldaten in der direkten Übertragung der klinischen Situation auf die weiteren zahntechnischen Arbeitsschritte.

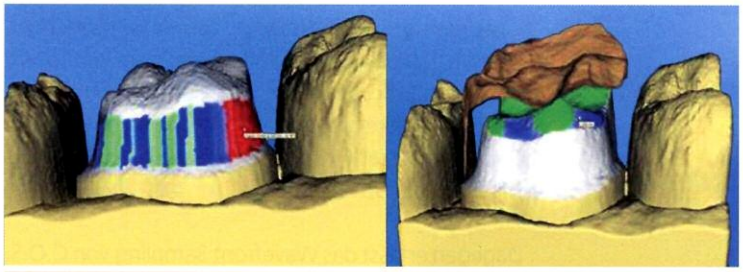


Abb. 1: Der virtuelle „Präp-Check" kontrolliert die Präparationsgrenzen sowie die okklusale Reduktion mit Gegenbiss. (Quelle: AG Keramik)

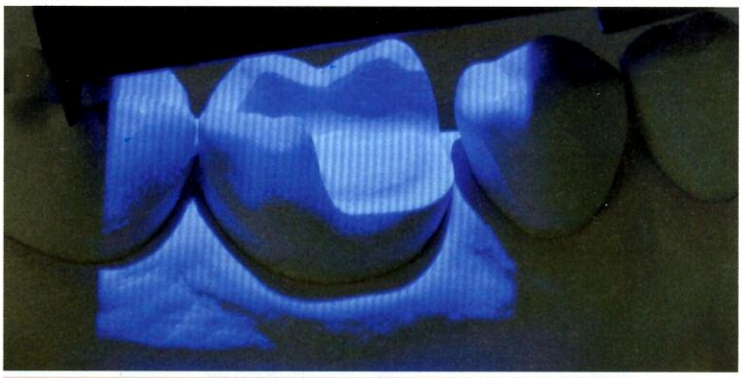


Abb. 2: Kurzwelliges Blaulicht mit Streifenlichtprojektion; System Cerec. (Quelle: Ender)

Die intraoralen Scansysteme ähneln sich in ihrer klinischen Handhabung, unterscheiden sich jedoch in ihren Funktionsprinzipien. Sie alle bilden die Zahnsituation in Echtzeit im 3D-Modus auf dem Bildschirm ab. Allerdings unterscheiden sich die Verfahren bei der Gewinnung dreidimensionaler Datensätze (Cerec Bluecam/Sirona, C.O.S. Lava/3M ESPE, iTero/Cadent-Straumann). Sie erfolgen unter Verwendung von Leuchtdioden, Videosignalen oder einem gepulsten Laser.

Cerec Bluecam nutzt als Aufnahmeeinheit kurzwelliges Blaulicht (420 nm) und arbeitet nach dem Prinzip der Streifenlichtprojektion (Abb. 2). Das vom Objekt reflektierte Licht wird unter einem Winkel (Triangulation) auf einem Detektor (CCD) abgebildet. Der Scanvorgang erfolgt in Form von Einzelbildern. Winkelaufnahmen erfassen Zahnareale unterhalb des Äquators und erhöhen die Wiedergabegenauigkeit. Mehrere Aufnahmen werden durch Matching zu einem

Quadranten oder Ganzkiefer zusammengerechnet, ebenso der Gegenbiss. Die Kieferrelation wird durch zusätzliches Scannen der antagonistischen Bezahnung und deren statischer Lagebeziehung erfasst. Dadurch entsteht ein dimensionsgetreues virtuelles Modell (Abb. 3).

Dagegen erfasst das Wavefront Sampling von C.O.S. Lava die Zahnform durch die Bewegung der Videokamera über die Zähne. Durch Positionsänderung der einzelnen Bildpunkte während der Aufnahme kann deren Abstand zur Kamera berechnet werden, wodurch die dreidimensionale Darstellung entsteht (Abb. 4).

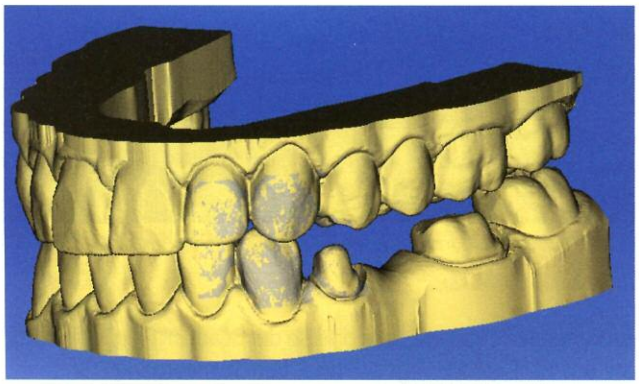


Abb. 3: Einzelaufnahmen werden zu einem Modell zusammengefügt. *(Quelle: Mehl)*

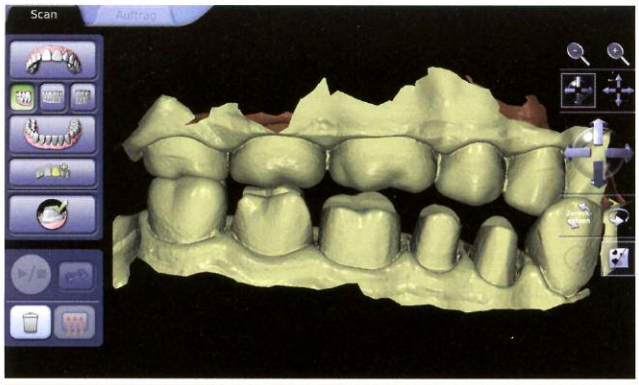


Abb. 4: Intraoral-Scan (C.O.S.) eines Quadranten mit Gegenbiss für ein ZrO_2-Kronengerüst. *(Quelle: 3M ESPE)*

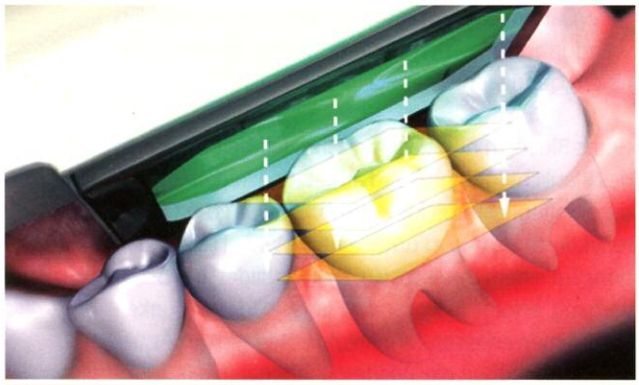


Abb. 5: iTero scannt den Zahn mit Laser-Triangulation über mehrere Ebenen. *(Quelle: Straumann-Cadent)*

Der iTero Scanner nutzt zur Erfassung das konfokale Messprinzip und arbeitet mit der Laser-Triangulation. Hierbei werden Laserlinienmuster mit einer Laufzeitanalyse auf das Messobjekt projiziert. Liegt das Objekt exakt im Brennpunkt, wird das Licht vom Objekt über denselben Weg durch das Objektiv hindurch über einen Strahlenleiter auf einen Detektor reflektiert. Als Ergebnis erhält man Scans einzelner Schichten, die übereinandergelegt die 3D-Form des Objekts widerspiegeln. Diese Technik erfasst den Zahn und scannt vertikal 300 Ebenen mit jeweils 50 µm Tiefe (Abb. 5). Irrtümlich eingescannte Objekte wie Fingerspitzen, Zungenteile oder Watterollen können virtuell gelöscht und punktuell nachgescannt werden.

Die Scangenauigkeit von Cerec Bluecam und C.O.S. Lava entspricht laut Wöstmann derjenigen einer konventionellen Hydrokolloid- und Polyvinylsiloxan-Abformung. Die aufgetretenen Unterschiede waren nicht signifikant [5]. Bei Messungen von Kronenkäppchen, die mit C.O.S. Lava hergestellt wurden, lag der Mittelwert aller Randspalten bei 33 µm (± 16 µm). Bei den mit konventioneller Abformtechnik hergestellten Käppchen betrug der mittlere Randspalt 69 µm (± 25 µm). Vergleichbare Ergebnisse zeigten sich in einer klinischen Studie [15]. Der mittlere Randspalt der konventionell hergestellten Kronen betrug 71 µm gegenüber 49 µm bei den mit C.O.S. Lava hergestellten Kronen. Literaturbelegte Messwerte bei Cerec-3D-Restaurationen zeigen eine Toleranz von 40 µm (± 21 µm) [16].

In einer Studie an der Universität Zürich wurde in vitro die Abformgenauigkeit intraoral generierter Ganzkiefer-Datensätze geprüft, die mit Videosignal (C.O.S.) und Blaulicht (Cerec Bluecam) erstellt worden waren [6]. Das analoge Vergleichsmodell war nach Polyätherabdruck aus Gips hergestellt worden und wies im stationären 3D-Referenzscanner mit 0,5 µm Auflösung eine Abweichung von 55 µm (± 21,8 µm) auf. Der durch Videoaufnahmen erzeugte Modelldatensatz zeigte im Best-Fit-Algorithmus (Überlagerungsgenauigkeit) eine Differenz von 40,3 µm (± 14,1 µm), das Blaulicht-erzeugte Modell lag bei 49 µm (± 14,2 µm). Die Scandatensätze umfassten jeweils ca. 20 Millionen Messpunkte. Die Messergebnisse für Polyäther und den Videoscan streuten um den Vergleichswert des Referenzmodells, die Bluecam-Werte lagen signifikant dichter an den Daten des stationären, geeichten Messscanners. Die Autoren resümierten, dass die digitale Intraoralabformung zumindest gleichwertige Ergebnisse wie der konventionelle Polyätherabdruck erzielt.

Zur Standardisierung der optischen Abformung trägt bei, dass die eingescannte Präparation direkt am Bildschirm kontrolliert und ggf. vorhandene Unzulänglichkeiten sofort korrigiert werden können [7, 8]

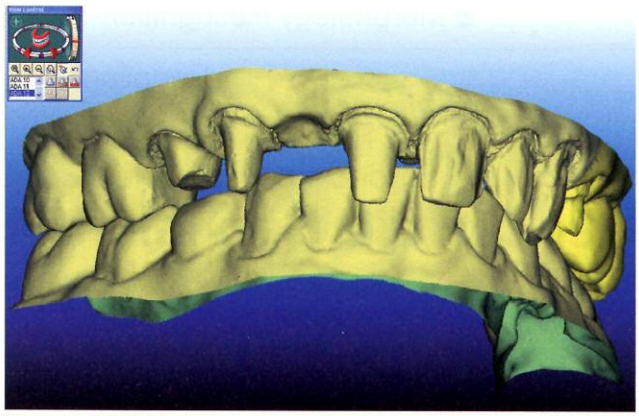
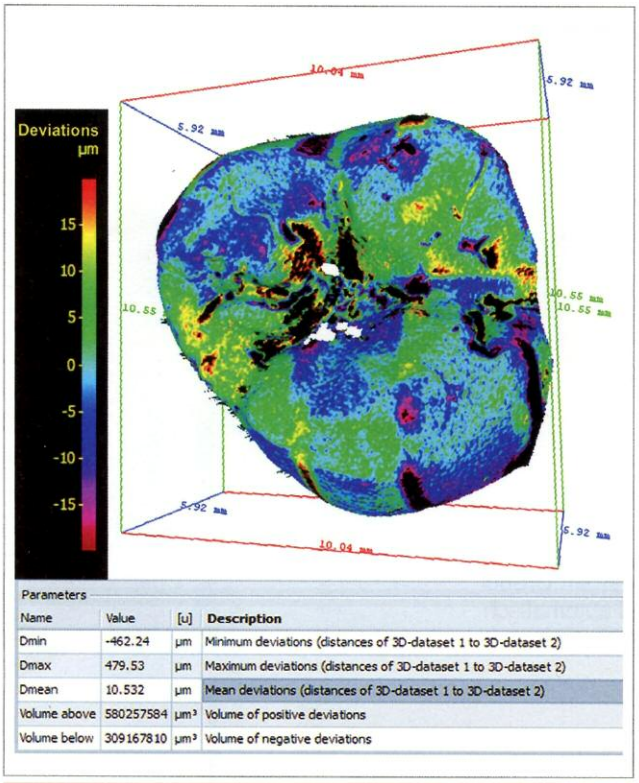


Abb. 6: Ganzkieferscan für eine Brückenkonstruktion (System iTero). Die Präparationsdetails sind kontrollierbar. (Quelle: Straumann-Cadent)



Parameters

Name	Value	[u]	Description
Dmin	-462.24	µm	Minimum deviations (distances of 3D-dataset 1 to 3D-dataset 2)
Dmax	479.53	µm	Maximum deviations (distances of 3D-dataset 1 to 3D-dataset 2)
Dmean	10.532	µm	Mean deviations (distances of 3D-dataset 1 to 3D-dataset 2)
Volume above	580257584	µm³	Volume of positive deviations
Volume below	309167810	µm³	Volume of negative deviations

Abb. 7: Präzisionsmessung durch kontaktlosen Dimensionsvergleich. Abweichungen gegenüber dem Standardmodell sind farblich erkennbar. Vertikalauflösung bis 10 nm. (Quelle: Arnetzl)

Abb. 8: Vom Digitalsatz gefertigtes Kunststoffmodell für die zahntechnische Verarbeitung. (Quelle: 3M ESPE)

(Abb. 6). Auch bieten die Scanverfahren gerade für Patienten mit starkem Würgereiz einen deutlichen Gewinn an Behandlungskomfort. Vorteile ergeben sich auch durch den Wegfall von Arbeitsschritten: Auswahl des Abformlöffels, Anmischen der Abformmasse, Abwarten von Abbinde- und Desinfektionszeiten sowie ggf. die Modellherstellung.

Weniger Behandlungs- und Arbeitsschritte bedeuten auch weniger Fehlerquellen, wodurch die Vorhersagbarkeit der Behandlungsergebnisse verbessert werden kann. Bei deutlich infragingival liegenden Kronenrändern stoßen optische Systeme laut Wöstmann noch an ihre Grenzen. Die Herausforderung besteht darin, schlecht einsehbare Bereiche wie infragingivale Präparationen für die Kamera zugänglich zu machen. Hier könnten intelligente Software-Algorithmen dadurch Abhilfe schaffen, dass man die infragingival liegenden Präparationsränder konsekutiv mit der Kamera erfasst – etwa indem man mit dem Luftbläser um den Zahn herumfährt [14].

Digital reproduziert genauer

Prof. Gerwin Arnetzl, Universität Graz, verglich auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computergestützte Zahnheilkunde die Abformpräzision digital generierter Abformungen mit konventionellen Elastomer-Abdrücken (Abb. 7). Wenn konventionelle Abformungen eine Rückstellung nach Verformung von 98,5 % aufweisen, bedeutet das für eine Inlaykavität eine Passungenauigkeit von 35–75 µm. Dazu addieren sich bei Gussobjekten noch Toleranzen von 46,5 µm [10], sodass im indirekten Verfahren hergestellte Kronen literaturbelegte Abweichungen von 114 µm erreichen [13]. Unterschiedliche elastomere Abfomtechniken verursachen zum Teil erhebliche Abweichungen. So wurde bei analoger Abformung eine Abweichung von 49 µm bei Standardabformung und 122 µm bei Vergleichsabformung festgestellt [4]. Brosky et al. stellten bei Polysiloxan-Abformungen Differenzen von 27–297 µm fest [3]. Die Untersuchungen zu analogen Abformverfahren waren in aller Regel jedoch 2D-Vermessungen, während die neuen Studien zur Abbildungsgenauigkeit von lichtoptischen Verfahren mit 3D-Volumendifferenzanalysen durchgeführt wurden [1, 6].

Digital bzw. optoelektronisch erzeugte Messaufnahmen wiesen bei unterschiedlichen Zahnärzten Messgenauigkeiten von 11 µm auf [6, 12]. Die Abweichungen bezogen auf einen ganzen Quadranten liegen bei der analogen Abformtechnik zwischen 72 und 101 µm, während die Messfehlertoleranz bei digitalen Aufnahmen unter Einbeziehung von präzisionssteigernden Winkelaufnahmen in der Größenordnung von 35 µm liegt. Potenzielle Fehlerquellen bieten hierbei die Scannerjustierung, magnetische

Störfelder bei der Bildverarbeitung, Bildrauschen und die Software. Diese Daten belegen laut Arnetzl, dass digital generierte Daten bei korrekter Handhabung von Kamera oder Scanner weniger Fehler und eine größere Präzision aufweisen als die konventionelle Abdrucktechnik mit Elastomeren [1, 2].

Mit den intraoral gewonnenen Datensätzen wird zugleich eine neue Ära der Modellherstellung eingeleitet. Dafür wird aus den Scans der Quadranten oder des Ganzkiefers mit Gegenbiss ein virtuelles OK/UK-Modell berechnet, das der CAD-Konstruktion der Restauration sowie der Fertigung eines analogen Sägeschnittmodells aus Kunststoff dient. Denn noch immer erfordert die manuelle Verblendung eines CAD/CAM-gefertigten Gerüsts ein Modell, das die Kontaktposition zum Gegenkiefer und zu den Nachbarzähnen wiedergibt.

Die Datensätze von C.O.S. Lava sowie iTero gehen vom Zahnarzt via Internet an den Systemhersteller. Nach deren Prüfung wird dort die Fertigung eines Kunststoffmodells ausgelöst (Abb. 8 u. 9). Der Zahntechniker hat nach der CAD-Konstruktion der Restauration die Wahl, das Gerüst im Fräszentrum oder im Eigenlabor auszufräsen. Das Kunststoffmodell ist zur Schichtung der Verblendung und zur Artikulation notwendig. Cerec berechnet ebenfalls ein virtuelles Modell; gerüstfreie Kronen und kurzspannige Brücken (Lithiumdisilikat) können direkt vom Datensatz im Praxislabor oder im online verbundenen ZT-Labor ausgeschliffen werden. Neuerdings können mit allen Systemen monolithische Kronen aus Zirkonoxid- oder Lithiumdisilikatkeramik ausgeschliffen werden.

Die Leistungsfähigkeit einer digitalen Prozesskette lässt sich u.a. anhand der marginalen Passung messen. Als klinisch akzeptabel, ermittelt an konventionell hergestellten Kronen, gelten marginale Diskrepanzen von 100–120 µm [9, 11]. PD Dr. Sven Reich (Universität Aachen) berichtete von eigenen Messungen CAD/CAM-gefertigter Kronen, die auf der Basis von Digitalabformungen sowohl mit Lava C.O.S. als auch mit Cerec AC erstellt wurden. Die marginale Passung der Kronen erreichte mittlere Werte von ca. 50 µm bzw. 80 µm.

Insgesamt bieten die optoelektronischen Abformsysteme ein großes Zukunftspotenzial. Die Prozesskette, begonnen mit der Abformung bis zur Gerüstherstellung, ist exakt reproduzierbar. Die damit geschaffenen Datensätze vereinfachen im Online-Datenaustausch die Kommunikation zwischen Zahnarzt und Zahntechniker, unabhängig von der Entfernung. Ergänzende Fazialfotos, Angaben zur Zahnfarbe, zur Individualisierung, zum Werkstoff, zum Okklusionskonzept etc. können angehängt werden. Und das alles ohne Würgereiz, ohne Wachsbiss, ohne Gipsmodell.

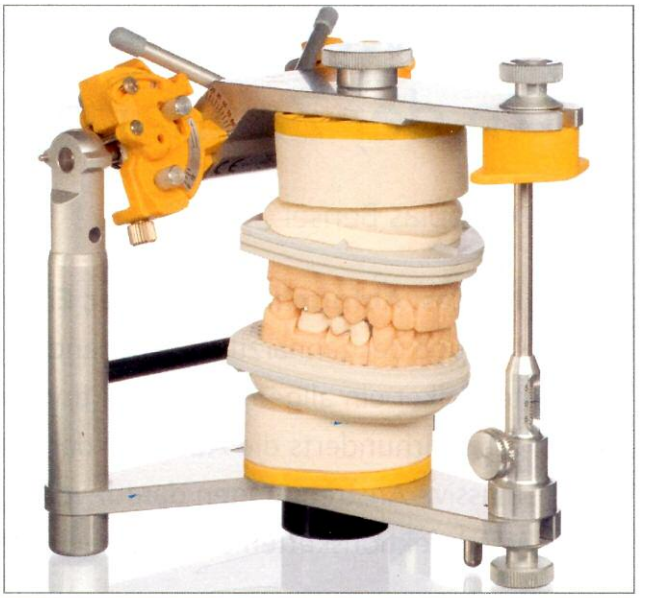


Abb. 9: Stereolithografisch gefertigtes Arbeitsmodell bei der Artikulation. *(Quelle: Sirona)*

LITERATUR

[1] Arnetzl G: Optische versus konventionelle Abformung – wie präzise sind die Methoden? ZMK 26, 5 Spec Vol, 19–24 (2010)
[2] Arnetzl G: Nie mehr in den Löffel beißen? Optische Abformung verdrängt konventionelle Methoden. Dental World 5, 2–3 (2009)
[3] Brosky ME, Major RJ, DeLong R et al.: Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. J Prosthet Dent 90, 434–440 (2003)
[4] Cox JR, Brandt RL, Hughes HJ: A clinical pilot study of the dimensional accuracy of double-arch and complete-arch impressions. J Prosthet Dent 87, 510–515 (2002)
[5] Da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL: Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with Cerec 3D. Oper Dent 35, 324–329 (2010)
[6] Ender A, Mehl A: Full arch scans: conventional vs. digital impressions – an in-vitro study. Int J Comp Dent 14, 11–21 (2011)
[7] Güth JF, Edelhoff D: Intraorale digitale Erfassung – der logische Einstieg in die CAD/CAM-Fertigungskette. Quintessenz ZT 35, 1156–1166 (2009)
[8] Hirayama H, Chang YC: Fit of zirconia copings generated from a digital impression technique and a conventional impression technique (master's thesis). Boston, USA: Tufts University School of Dental Medicine (2010)
[9] Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC: Marginal fit of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent 67, 594–599 (1992)
[10] Lehmann KM, Zettel R, Gente M: Die Passgenauigkeit von Gusskörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell sowie gusstechnischen Parametern. Dtsch Zahnärztl Z 43, 473–476 (1988)
[11] McLean JW, Fraunhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 131, 107–111 (1971)
[12] Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T: Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. Int J Comp Dent 12, 11–28 (2009)
[13] Plekavich E, Joncas JM: The effect of impression-die systems on crown margin. J Prosthet Dent 49, 772–776 (1983)
[14] Seelbach, P: Digitale Abformverfahren in der zahnärztlichen Praxis. ZMK 26, 580–584 (2010)
[15] Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J: Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. J Dent 38, 553–559 (2010)
[16] Trifkovic B, Todorovic A, Lazic V, Draganjac M, Mirkovic N, Jokic B: Accuracy of optical scanning methods of the Cerec 3D system in the process of making ceramic inlays. Vojnosanit Pregl 67, 812–818 (2010), PMID 21066873

MANFRED KERN

Schriftführung AG Keramik
Tel.: 0721 9452929
E-Mail: info@ag-keramik.de