

Autor
Wissenschaftler
Status
Aktuell
Kategorie
Übersicht

Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebnis und dessen Qualität

Prof. Dr. Jef M. van der Zel

Dentalunternehmen präsentieren regelmäßig neue digitale Technologien für den Einsatz im Labor. Diese müssen sich fachlich wie ökonomisch bewähren, um einen Siegeszug um die Welt, der einer Forcierung des weltweiten Fortschritts gleich kommt, antreten zu können. So beeinflussen digitale Technologien immer mehr die tägliche Arbeit im zahntechnischen Labor. Die zahlreichen neuen technologischen Systeme und Verfahren sorgen dafür, dass der fachliche Fortschritt heute ganz wesentliche Impulse aus Bereichen wie beispielsweise der digitalen Messtechnik erhält. Dabei ergeben sich für die Marktteilnehmer aus der Digitalisierung vor allen Dingen viele neue Chancen.

Im zahntechnischen Labor erleben wir durch die CAD/CAM-Technologie zurzeit eine digitale Revolution: Von der Standardversorgung bis hin zu komplexen Restaurationen lässt sich inzwischen fast alles am Bildschirm konstruieren und überdies rationell und zeitsparend maschinell fertigen. Dabei ist es günstiger, die Arbeit, die nicht den Kern des Leistungsangebotes eines Labors darstellt, also das Gerüst, bei Fertigungszentren in Auftrag zu geben. Diesbezüglich geht der Trend zu ergonomisch steuerbaren CAD/CAM-Systemen, hochauflösenden optischen Scannern und Logistik per Internet, wie es sich bereits bei Optikern in den 1980er Jahren und bei Hörgeräteakustikern in den 1990er Jahren etabliert hat. Der Vorteil des Outsourcings liegt darin, dass sich das Dentallabor auf den der Arbeit hinzuzufügenden Wert – die Verblendung – konzentrieren kann. Denn das Endresultat stellt die Leistung des Labors dar.

Durch die CAD/CAM-Technologie rücken vollkeramische Zahnersatzmaterialien zunehmend in

den Fokus. Insbesondere Zirkoniumdioxid bietet ein großes Potenzial – sogar im okklusionstragenden Seitenzahnbereich. Auch für komplexere Restaurationen wie etwa Primärkronen in der Doppelkrontechnik ist Zirkondioxid prädestiniert. Ein weiterer Trend ist der zunehmende Einsatz dieses Werkstoffes in der hochwertigen Implantatprothetik. Durch die vermehrten Einsatzmöglichkeiten von Zirkondioxid und die hohe Nachfrage wird die Weiterentwicklung der CAD/CAM-Technologie zügig vorangetrieben^[1].

Dreidimensionale Datenerfassung

Zu Beginn eines CAD/CAM-Prozesses steht die dreidimensionale Datenerfassung der Präparation, die durch mechanische oder optische Messverfahren erfolgen kann. Die sich auf dem Markt befindlichen Geräte unterscheiden sich in ihrer Genauigkeit, Schnelligkeit und zunehmend in der mitgelieferten Scan-Software (Tabelle 1).

Aspekt	Mechanische Sensoren	Optische Sensoren
Genauigkeit	Gute Punktmessung	Gute Flächenmessung
Geschwindigkeit	Längere Messzeit	Kürzere Messzeit
Material (-Oberfläche)	Transparent, nicht zu weich	Opak, nicht reflektierend
Präparationsgrenze	Zervikale Unterschnitte	Schwarz-weiß-Kontrast
Präparationsform	Pfeiler	Pfeiler, Voll- / Teilkrone, Inlay, Onlay
Anwendung	Extraoral	Intraoral und extraoral
Zugang zum Messareal	Begrenzt durch Größe des Tastkopfs	Schattenbildung möglich → mehrere Durchgänge
Punktdichte per Stumpf	10-30k	100-300k

Tabelle 1: Vergleich mechanischer und optischer Vermessung.

Viele der auf dem Markt erhältlichen dentalen CAD/CAM-Scanner sind integriert in ein geschlossenes CAD/CAM-System. Das macht die Entscheidung für einen bestimmten Scanner schwierig. Der Großteil der Scanner erfüllt die Mindestanforderungen. Jedoch wird die Qualität eines Endergebnisses durch weitere Faktoren beeinflusst wie beispielsweise die Software. Und aufgrund dessen wird der Bedarf an einer offenen Schnittstelle noch so lange bestehen, bis die zur Hardware gehörende Software für die Konstruktion keine Wünsche mehr offen lässt.

Die bei der Auswahl eines Scanners entscheidenden Kriterien sind daher dessen Präzision und die Tatsache, ob eine Schnittstelle bereitgestellt wird, die für Flexibilität sorgt. Ein tatsächlicher Vergleich von Scannern hinsichtlich ihrer Präzision kann erst dann erfolgen, wenn die Hersteller sich auf eine validierte und verifizierte Standard-Testmethode einigen. Bis dahin sind die Aussagen über die Messgenauigkeit nicht vergleichbar und es können nur ungefähre Einschätzungen darüber erfolgen, wodurch sich die verschiedenen Systeme unterscheiden.

Mechanische und optische Messsysteme

Bei mechanischen Messsystemen wird eine Abtastnadel mit einer Kugel über die Objektoberfläche geführt und die Auslenkungen dieser registriert. Da jeder Oberflächenpunkt einzeln angefahren und vermessen wird, wird auch von sogenannten Punktsensoren gesprochen. Damit die Oberfläche beim Abtastvorgang nicht beschädigt wird, darf der Durchmesser des Tastkopfes nicht zu klein sein. Andererseits beschränkt ein größerer Tastkopf die Auflösung des Systems. Der Vorteil von mechanischen Sensoren ist, dass prinzipiell sehr hohe Genauigkeiten erzielt werden können. Allerdings werden diese aufgrund des begrenzten Zugangs des Fühlerkopfes wiederum eingeschränkt. Nachteilig ist außerdem die lange Messzeit. Die Reproduzierbarkeit wird von der durch das Analog- / Digital-Wandlungsverfahren beeinträchtigten Auflösung zusätzlich begrenzt^[2, 3].

Im Gegensatz zu den mechanischen Messverfahren arbeiten optische über Sensoren berührungslos. Daher treten auch bei steilen Oberflächenformen und

Präparationsgrenzen keine Beschränkungen auf. Speziell für die Vermessung von Inlay- beziehungsweise Onlaypräparationen sind sie daher den mechanischen Sensoren vorzuziehen. Heute werden in der Zahnheilkunde hauptsächlich berührungslose optische Messgeräte eingesetzt. Gründe hierfür sind vor allem die Flächenerfassung und kürzere Messzeiten – sowie das zunehmende Vertrauen in diese Technik. Verbesserungspotential sehen die Anwender dennoch insbesondere in den Bereichen Bedienungskomfort, Software, Geschwindigkeit und Genauigkeit der optischen Systeme.

Optische Scanner

1990 wurde erstmals auf der IDS der Scanner CICERO® (Elephant Dental, NL-Hoorn) präsentiert, der mit einem optischen Lichtschnitt- und Projektionsverfahren für die Konturerfassung arbeitet^[4, 5]. Viele Dental-Scanner basieren auf diesem Verfahren, weil es sehr gut handhabbar ist. Die Erfassung von dreidimensionalen Konturverläufen setzt ein örtliches Verschieben des Messobjektes oder ein Scannen der Messfläche voraus.

Eine intraorale Vermessung muss in sehr kurzer Zeit, das heißt in Bruchteilen von Sekunden, erfolgen, um Verwicklungen zu vermeiden. In intraoralen Systemen kommen daher andere Messprinzipien (z. B. Phasenverschiebung) zur Anwendung, die zum Teil aus physikalisch-theoretischen Gründen eine geringere Genauigkeit aufweisen. Das Wesen dieses Verfahrens besteht darin, das Oberflächenprofil nicht durch Ablenkung eines einzelnen Lichtschnittes, sondern eines ganzen Feldes von Lichtschnitten (Projektionsstreifen) zu erhalten^[6, 7, 8]. Nach der Pionierarbeit von Prof. François Duret wurde im Jahre 1986 die CEREC Mundkamera (Sirona Dental Systems, D-Bensheim) mit diesem Verfahren ausgestattet und als erstes kommerzielles System angeboten (Abb. 1). Später fanden dieselben Prinzipien auch in Scannern für Dentallabore Anwendung (Abb. 2).

Bei Lichtgitter-Messverfahren ist trotz kurzer Messzeiten die Präzision im Vergleich zu dem Lichtschnitt-Triangulationssensor geringer. Da ein Minimalabstand zwischen den projizierten Linien wegen des notwendigen Intensitätsunterschiedes nicht un-



Abb. 1: Die Mundkamera des CEREC-Systems.

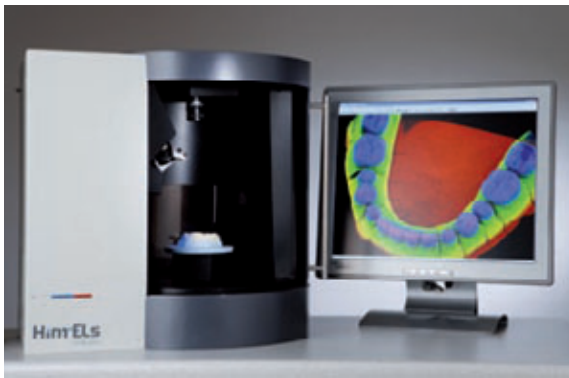


Abb. 2: Auch der HiScan-Scanner von Hint-ELS (D-Griesheim) arbeitet mit dem Verfahren nach Prof. François Duret.

terschritten werden kann, ist die Höhenauflösung bei diesem Verfahren begrenzt (theoretisch bei circa 10 µm). Außerdem basieren optische Lichtschnittverfahren auf den strahlenoptischen Prinzipien der Lichtausbreitung und störende und schwierig zu beherrschende wellenoptische Effekte der Lichtausbreitung (z. B. Kohärenzeigenschaften, Interferenz, Beugung usw.) sind so über weite Bereiche vernachlässigbar.

Triangulation

Das Grundprinzip der meisten optischen Messverfahren ist die Triangulation, bei der aus einer Richtung die Objektfläche beleuchtet und aus einer anderen Richtung das entstehende Bild betrachtet wird. Triangulationssysteme sind sehr vielseitig, aber ein Nachteil ist, dass die Richtung des Laser-Bündels und die Blickrichtung nicht zusammenfallen. Dieser entstehende Winkel wird „Messkeil“ genannt. Die Konsequenz können Schatten sein, die die Erstellung mehrerer Ansichten und deren anschließende Zusammenfügung notwendig werden lassen. Durch

entsprechende Kalibrierung können die Ortskoordinaten aus den Bildkoordinaten errechnet werden. Schematisch ist die Wirkung der Triangulation in Abbildung 3 dargestellt. Lichtquelle und Detektor sind in einem Messkopf fixiert. Die Laserdiode sendet einen Lichtstrahl auf die Oberfläche des zu scannenden Objekts und der diffus reflektierte Strahl wird von einem Bildwandlerelement (CCD-Kamera) unter einem definierten Winkel aufgenommen. Aus der Position des beleuchteten Bereichs auf dem Bildwandler kann direkt auf den Abstand des Sensors zum vermessenden Werkstück geschlossen werden.

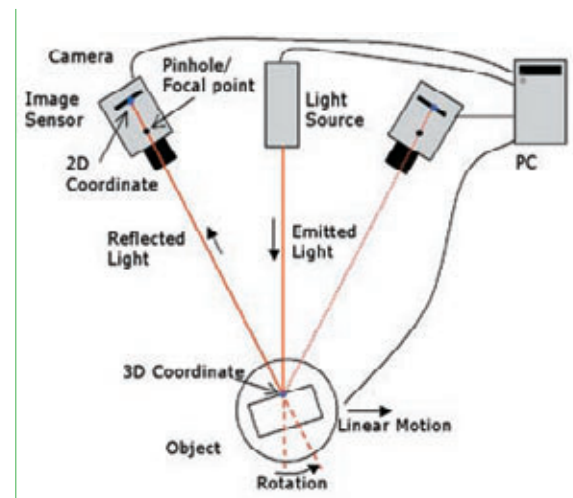


Abb. 3: Triangulation mit zwei Kameras.

Bei einem kleinen Abstand arbeitet das Messsystem nahezu linear. Bei größerem Abstand muss jedoch aufgrund der auftretenden Nichtlinearität auf eine Kalibrierung zurückgegriffen werden. Ein anderes Problem bei größeren Bereichen ist, dass Objekte nicht immer scharf auf dem Detektor abgebildet werden. Dieses Problem kann durch Kippen des Detektors in eine senkrechte Position zur optischen Achse gelöst werden. Diese Modifizierung ist bekannt als Scheimpflugsche Regel oder Scheimpflug-Bedingung, die für scharfe Abbildungen grundsätzlich eingehalten werden muss. Kleine Winkel bedingen allerdings eine schlechtere Auflösung und größere Nichtlinearität. In der Praxis haben sich Triangulationswinkel zwischen 10° und 30° bewährt.

Der optische Laserpunkt Stylus ist durch die Anwendung in Kompakt-Disc-Playern bekannt geworden. Er findet seinen Einsatz häufig in integrierten

Scan-/Frässystemem wie beispielsweise Cercon brain (DeguDent, D-Hanau) (Abb. 4). Das Lichtbündel wird hierbei stark fokussiert auf die Oberfläche des Objektes gestrahlt. Ein großer Vorteil dieses Systems ist, dass die Richtung von Laserbündel und Blickrichtung zusammenfallen. Ein Messkeil ist nicht vorhanden. Obwohl der fokussierte Messfleck sehr klein gehalten werden kann, sind sehr steile Oberflächenformen ($< 2^\circ$) schwierig zu messen.



Abb. 4: Der optische Laserpunkt Stylus findet u. a. in der Scan- und Fräseinheit Cercon brain seinen Einsatz.

Effekt von Gips

Die Lichtreflexion von Gipsen und deren Eigenschaft für den Cyrtina® Scanner (Oratio, NL-Zwaag) (Abb. 5) wurde eingehend untersucht. Die von den zwei Kameras („best-point-on-line“) registrierte Lichtintensität und Lichtstreuung der auf den Stumpf projizierten Laserlinie ($\lambda = 670 \text{ nm}$) hängt in erster Linie von der Topographie des Stumpfes ab, wird aber auch durch die lichtreflektiven Eigenschaften des Gipses beeinflusst. Als Parameter wurde die von den CCD-Kameras erfasste Scan-Datenmenge eines Teststumpfes, ausgeführt in verschiedenen Gipsfarben, ermittelt: Je größer die Lichtreflexion desto größer die Scan-Datenmenge.

Gipsfarbe	weiß	gelb	rot / braun	ocker	grün	grün + TiO ₂
Erfassbare Datenmenge	100 %	92 %	89 %	80 %	67 %	82 %
Scan-Qualität	++	+	+	0	-	0

Die örtliche Wiedergabegenauigkeit des Stumpfes nimmt mit dunkler werdenden Gipsen ab, liegt aber immer noch innerhalb der für Cyrtina® zuläs-

sigen Fehlertoleranz von 15 μm . Dunklere Gipse, wie z. B. grün eingefärbte, liegen außerhalb dieser Grenze. Die Zugabe von 1 Gew.-% Titandioxid erhöht jedoch deren Reflexionsvermögen, ohne deren mechanische Eigenschaften negativ zu beeinflussen. Wegen seiner guten Rotlichtreflektivität garantiert weißer Gips die höchste Passgenauigkeit. Der Gebrauch farbiger Gipse bleibt aber eine Alternative, wenn der Zahntechniker ihren Einsatz bevorzugt.



Abb. 5: Cyrtina®

Tabelle 2 (s. Seite 11) gibt einen Überblick der Klassifizierung von Dentalscannern. Unterteilt wurde in ein-, zwei- und dreidimensionale Methoden und die unterschiedlichen physikalischen Messmethoden der Tastköpfe / Sensoren.

Validierung und Verifikation der Scan-Präzision

Immer noch fehlen geeignete Methoden für die Validierung und Verifikation der Genauigkeit von Scannern. Die Methode zur Bestimmung der Mess- Unsicherheit für ein komplett gemessenes Volumen nach der bestehenden Norm ISO 10360 / VDI2617^[9] ist sehr kompliziert. Für zahntechnische Labore und Hersteller von Scannern sind praktikablere Testmethoden erwünscht. Simon Vlaar u. a. entwickelten eine Messmethode^[10], die auf einer kalibrierten Kugel basiert. Eine Aluminiumoxid-Präzisionskugel (Saphirwerk Industrieprodukte, CH-Brugg) mit einem nominalen Strahl von $6.000 \pm 0.0005 \text{ mm}$ (Abb. 6) wurde nach dem vom Scanner-Hersteller empfohlenen Scan-Protokoll abgetastet. Aus der Punktwolke wurde zuerst das Zentrum der virtuellen Kugel berechnet und dann die Standardabweichung des Radius der „best fit“-Kugel berechnet. Die Methode

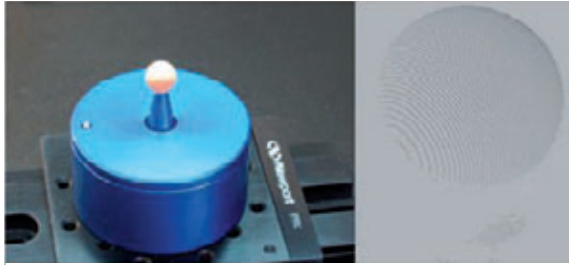


Abb. 6: Links die Aluminiumoxid-Präzisionskugel, rechts der Scan nach einem Durchgang.

berechnet auch, wie groß der Winkel ist, mit dem unter dem Äquator gescannt wurde. Das Scannen von unter sich gehenden Bereichen ist wichtig für die automatische Erkennung der Präparationsgrenze und der Position des Äquators, um die Kontakte zu den Nachbarzähnen zu ermöglichen. Die Ergebnisse für einige auf dem Markt befindlichen optischen Scanner zeigen eine Messgenauigkeit von 7 bis 17 μm für die Scanner, die mittels der Lichtschnittprojektion, und 15 bis 28 μm für die Scanner, die mittels der Lichtgitterprojektion arbeiten.

Offen oder nicht?

Tabelle 3 (s. Seite 11) zeigt eine Übersicht der meisten auf dem Markt erhältlichen dentalen Scan-Systeme mit Angabe des entsprechenden Messprinzips und der dazugehörigen Scan-Software. Bei den meisten Scan-Systemen handelt es sich um Komponenten geschlossener CAD/CAM-Systeme. Vorteil für den Anwender ist natürlich, aus einer Hand alle Systemkomponenten zu erhalten, deren einwandfreie Kompatibilität vom Hersteller garantiert wird. Einige der Scan-Systeme sind offen, d. h. die Installation einer Software eines anderen Herstellers ist möglich und der Anwender ist somit herstellerunabhängig.

Anforderungen an eine Scan-Software

Bei der Realisierung einer hohen Endqualität spielt das Festlegen der Präparationsgrenze sowie die Fähigkeit der Software, auch scharfe Kanten in der Präparation zu lösen, eine maßgebliche Rolle. Klinisch unakzeptable Ergebnisse lassen sich vermeiden, wenn die Messgenauigkeit und Scan-Software einige Mindestanforderungen erfüllen. Um die zur Präparation

kongruente Fläche des Zahnersatzes vollständig zu beschreiben, müssen dessen Ränder, d. h. die Präparationsgrenze, definiert werden. Diese werden in der Regel von der Software selbstständig erkannt. Ist dies nicht der Fall, muss die Präparationsgrenze mit einem geeigneten Eingabegerät wie einer Mouse oder einem Track-Ball an der auf dem Bildschirm des Computers dargestellten Abbildung des Zahnes digital von Hand eingezeichnet werden. Die Präzision wird hierbei durch die Auflösung des Computerbildschirmes bestimmt.

Das Cyrtina®-System erkennt, nachdem die integrale Einsetzrichtung gefunden ist, die Präparationsgrenze automatisch. Das beiliegende Diagnostikprogramm „PrepCheck“ wird bei ACTA Amsterdam verwendet, um gescannte Präparationsarbeiten von Studenten zu beurteilen^[1].

Bei komplexen Formen kann die Präparationsgrenze erfasst werden, indem nicht zu vermessende Areale mit schwarzer Farbe bemalt werden. Der schwarz-weiße Kontrast spiegelt dann die Präparationsgrenze wider, die dadurch leicht vom Computer erkannt werden kann. Hinsichtlich der geforderten Genauigkeit scheint es paradox zu sein, mittels handgeführtem Pinsel die Präparationsgrenze auf dem Gipsstumpf anzuzeichnen. Bleibt man jedoch beim Bemalen ein wenig zervikal von der Präparationsgrenze entfernt, dann gelingt es der Software die in der Nähe liegende Grenze ebenfalls exakt darzustellen.

Die entscheidenden Stellen einer Kavität hinsichtlich der optischen Vermessung sind die Kanten. Die dort erzielte Messgenauigkeit entscheidet über die Passgenauigkeit der gefertigten Restaurationen. Es ist offensichtlich, dass Kanteneffekte mit der Auflösung der Kamera korrelieren, denn wie nahe an der Kante einer Fläche gemessen werden kann, ohne von dieser beeinflusst zu werden, hängt davon ab, wie viel Strahlung aus der Nachbarschaft eines Objektpunktes in den zugeordneten Bildpunkt gelangt. In der Regel bewirkt die begrenzte Auflösung des Messsystems, dass scharfe Kanten leicht abgerundet dargestellt werden. Diese Effekte können zu einer Verfälschung des Restaurationsobjektes führen, wenn die Scan-Software dies nicht korrigiert.

Typ	Sensor			
I	Eindimensionale Methoden	1a	Mechanische Abtastmethode	
		1b	Fokussierungsmethode	Video Autofocus Methode
	Methode basiert auf Triangulation		Punkt Triangulation	
	Holographische Methoden		Holographische Konoskopie	
			Chromatische Fokussierungsmethode	
II	Zweidimensionale Methoden		Methode basiert auf Triangulation	Lichtschnitt Projektion
			Interferometrie Methoden	Lichtgitter Projektion
			Fokussierungsmethode	Laserpunkt Stylus
III	Dreidimensionale Methoden		Methode basiert auf strukturierter Lichtprojektion	

Tabelle 2: Einteilung der dentalen Scanner nach unterschiedlichem Sensor-Typ.

Scanner	Firma	Markt Intro	Typ Sensor	Scan-Design Software	Firma	Schnittstelle
Activity 101	Smart Optics	2007	Lichtgitter	Activity	Smart Optics	Offen
Cercon Eye	Degudent	2006	Lichtschnitt	Cercon Art	Degudent	Geschlossen
CerconBrain	Degudent	2001	Laser Punkt	CerconBrain	Degudent	Geschlossen
Cerec 1	Sirona	1986	Lichtgitter	CEREC	Sirona	Geschlossen
Cerec 2	Sirona	1991	Lichtgitter	CEREC	Sirona	Geschlossen
CerecScan	Sirona	1999	Laser Punkt	CEREC	Sirona	Geschlossen
CyrtinaScanner	Oratio	1997	Lichtschnitt	CyrtinaCAD	Oratio	Teilweise offen
Dentascopie II	3D Alliance	2001	Lichtschnitt	Dentascopie II	3D Alliance	Offen
Digiscan	HintELs	1996	Lichtgitter	Digiscan	HintELs	Geschlossen
es I	Etkon/Straumann	2001	Lichtgitter	es I	Etkon/Straumann	Geschlossen
Everest	KAVO	2001	Lichtgitter	Everest	KAVO	Geschlossen
GNI	GC-International	1995	Laser Punkt	GNI	GC International	Geschlossen
HiScan	HintELs	2002	Lichtgitter	HiScan	HintELs	Geschlossen
InVision DP	3DSystems	2006	Lichtschnitt	DentalDesigner	3shape	Offen
Lava Scan	3M-ESPE	2000	Laser Punkt	LavaScan	3M-ESPE	Geschlossen
Medifaturing	Bego	2005	Lichtgitter	Medifaturing	Bego	Geschlossen
OpenScan	Laserdenta	2007	Lichtschnitt	Evisra	Laserdenta	Offen
Organical	R+K	2007	Lichtschnitt	DentalDesigner	3shape	Offen
Preciscan	DCS/Bien-Air	1998	Lichtschnitt	Preciscan	DCS/Bien-Air	Geschlossen
Pro 50	Cynovad	1999	Chromatisch	Pro 50	Cynovad	Offen
Procera	NobelBiocare	1983	Contact 2.5	Procera	Nobel Biocare	Geschlossen
Scan 900	ce.novation	2006	Lichtgitter	Scan 900	ce.novation	Offen
ZenoTec	Wieland	2005	Lichtschnitt	DentalDesigner	3shape	Teilweise offen

Tabelle 3: Übersicht dentaler Scan-Systeme.

Material- und Prozess-Anforderungen

Die Modifikation des virtuellen Zementpaltes ermöglicht es, die individuellen Wünschen des Zahnarztes in Bezug auf den einzusetzenden Zement zu berücksichtigen. Entschieden werden kann zwischen einer „strammen“ oder „lockeren“ Passform der fertigen Restauration.

Extraorale, optische Scanner, die zu einem, adäquaten Preis erhältlich sind, scannen die Präparation von verschiedenen Seiten und kombinieren die Ansichten automatisch zueinander. Die Messgenauigkeit liegt in einem Bereich von 7 bis 28 µm und eine angemessene Präzision kann in Kombination mit einer „intelligenten“ Software erzielt werden. Die Restaurationen müssen letztendlich mit einer Passgenauigkeit von 50 bis 80 µm produziert und ohne Nacharbeit weiter verarbeitet werden können. Voraussetzung hierfür ist die präzise Scan-Aufnahme.

Auch die relativ hohe Schrumpfung, die bei marktüblichen, vorgesinterten Zirkondioxid-Blöcken während des Sinterprozesses auftritt, führt zu Verformungen oder zu unerwünscht dicken Rändern, die nach dem Sintern zurückgeschliffen werden müssen^[1]. Um die Verformung zu eliminieren und Restaurationen mit präziser Passung ohne Nacharbeit und mit scharfen Rändern zu ermöglichen, muss die Sinterschrumpfung künftig vermieden werden. Eine hohe Anfangsdichte führt auch bei Zirkondioxid zu hoher Enddichte und Transparenz.

Fazit

Technische Leistungssteigerungen von dentalen Scannern, aber auch von CAD/CAM-bearbeitbaren Materialien sowie Software- und Prozesstechnologien werden die Endqualität von CAD/CAM-gestützt gefertigten Restaurationen in Zukunft weiter verbessern und noch präzisere Endresultate ermöglichen. Als Grund für die derzeit noch häufige Ablehnung von CAD/CAM-Systemen werden immer wieder die hohen Investitionskosten angeführt. Dieses Problem lässt sich durch die räumliche Trennung von Messung im Labor und Produktion in einem Fräszentrum beheben. Die Mindestanforderungen an die Auflösung

und somit die Genauigkeit werden von den meisten CAD/CAM-Scannern erfüllt. Mechanische Abtastsysteme – obwohl prinzipiell genauer – haben durch ihre Beschränkungen in Schnelligkeit und Oberflächenzugang in der Zukunft als optische Messsysteme weniger zu bieten. Obwohl Lichtgitter-Messverfahren kürzere Scanzeiten erlauben, sind sie in punkto Genauigkeit den Lichtschnittverfahren unterlegen. Die Industrie benötigt eine objektive Messmethode zur Beurteilung und zum Vergleich der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse von dentalen Scannern. Für das prothetische Endergebnis und dessen Qualität sind neben der Leistungsfähigkeit des Scanners auch die Scan-Software sowie die Materialien und der Produktionsprozess wichtig.

Unsere Patienten verdienen nur das Beste. ■

Die Literaturliste kann bei der Redaktion angefordert werden.

**Prof. Dr.
Jef M. van der Zel**
Amsterdam, Niederlande



- Promotion an der Universität Amsterdam
- von 1977 bis 2006 technischer Direktor und Scientific Officer bei Elephant Dental, Hoorn, Niederlande
- Entwickler des CAD/CAM-Systems CICERO von Elephant Dental
- Professor am weltweit ersten Lehrstuhl für computerunterstützte Zahnheilkunde, Academic Center of Dentistry, Amsterdam
- seit 1995 Vorstandsvorsitzender der Oratio B.V., Zwaag, Niederlande
- Vorsitzender der „Special Interest Group CAD-CAM“ der International Association of Dental Research (IADR)

Kontakt
j.vd.zel@acta.nl
<http://home.planet.nl/~jmvanderzel>