

Digitales Röntgen

Walter Schmitt, Prof. Dr. med. dent., Dipl.-Ing.
Lindemannstraße 96, 40237 Düsseldorf
E-Mail: dr.w.schmitt@t-online.de

Thomas M. Lehmann, Dr. rer. nat., Dipl.-Ing.
Institut für Medizinische Informatik
Universitätsklinikum der RWTH Aachen
Pauwelsstraße 30, 52074 Aachen
E-Mail: lehmann@computer.org

Indizes Digitales Röntgen, digitale Radiographie, medizinische Bildverarbeitung, Bildbearbeitung

ZUSAMMENFASSUNG

Mit dem Einsatz digitaler bildaufzeichnender Verfahren wurde erstmals 1987 ein absolut neuer Weg beschritten, zahnmedizinische Röntgenaufnahmen in intraoraler Technik zu erfassen. Durch die parallel einsetzende rasante Entwicklung auf dem Gebiet der Computertechnik, der Sensorik und der Speichertechnologie wurde dieses Verfahren von zahlreichen Unternehmen weiterentwickelt und ist heute auch für extraorale Panorama- und Fernröntgenaufnahmen verfügbar. Zur Bilderfassung haben sich mit den kabelgebundenen Halbleitersensoren und den kabelfreien Speicherfolien grundsätzlich zwei Hardwarekonzepte etabliert, die sowohl in Bezug auf die Wandlung des Strahlenbildes in digitale Daten als auch hinsichtlich der Handhabung Unterschiede aufweisen. Röntgenbilder, die mit einer Speicherfolie aufgenommen werden, sind in ihrer Aufnahmetechnik den herkömmlichen, filmbasierten

Techniken bis auf das elektronische „Entwicklungsgerät“ ähnlich. Die mit Halbleitersensoren erzeugten Bilder zeichnen sich durch eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung und im Gegensatz zur Speicherfolientechnik durch eine sofortige Verfügbarkeit des Röntgenbildes aus. Beiden Systemen gemeinsam ist, dass letztendlich die Bildinformation in digitaler Form vorliegt und in das Praxisnetzwerk eingespeist werden kann. Die Visualisierung des Röntgenbildes erfolgt am Bildschirm und lässt sich mit Hilfe von Bildbearbeitungsprogrammen nach der Aufnahme korrigieren bzw. optimieren. Dieser Beitrag vermittelt eine Übersicht über die zurzeit verfügbaren digitalen Röntgensysteme und stellt anhand von Bildbeispielen verschiedene Techniken zur Bildverbesserung vor, die in den Softwareprogrammen der maßgeblichen Gerätehersteller angeboten werden.

Einleitung

Unter dem Begriff „digitales Röntgen“ versteht man eine Technik zur Akquisition, Bearbeitung und Präsentation von Röntgenaufnahmen mit Hilfe der Computertechnologie. Bereits 1987 wurden von *Moyen* und der Firma Trophy unter der Bezeichnung

„Radiovisiographie“ die ersten Röntgenbilder in digitaler Technik in der Zahnheilkunde präsentiert³. Da zu dieser Zeit noch keine bildaufzeichnenden Halbleiterchips in Zahnfilmgröße zur Verfügung standen, bediente man sich einer aufwändigen Lichtleitertechnik, um das Strahlenbild auf den bedeutend kleineren Detektor abzubilden. Des Weiteren

ren waren die Detektoren zunächst nur für Lichtquanten sensibel, und man musste sich der aus der Panoramatechnik bekannten Verstärkerfolien bedienen, um Röntgenquanten in Quanten des sichtbaren Lichtes (Photonen) zu wandeln. Diese Technologie machte die ersten Halbleitersensoren großvolumig und unhandlich. Außerdem war das Einsatzspektrum des Sensors, der anfangs mit seiner aktiven Fläche nur in der Größe eines kleinen Zahnfilms vorlag, eingeschränkt. Hinzu kam, dass die alten Röntgenröhren die notwendig kurzen Schaltzeiten nicht lieferten und durch neue ersetzt werden mussten. Ungeachtet der technischen Leistung dieser Erfindung waren dies zunächst die Gründe, weshalb sich die digitalen Röntgensysteme nur zögerlich verbreiteten.

Parallel hierzu wurden in der Computertechnik, der Sensorik und der Speichertechnologie große Fortschritte erzielt. Dies führte dazu, dass die digitale Röntgentechnik von zahlreichen Unternehmen weiterentwickelt wurde und heute digitale Röntgensysteme auch für extraorale Panorama- und Fernröntgenaufnahmen verfügbar sind. Grundsätzlich haben sich dabei zwei unterschiedliche Konzepte etabliert, die sich im Wesentlichen in der Aufzeichnung des Strahlenbildes unterscheiden. Hier differenziert man einerseits die Sensortechnik mit und ohne Verwendung von Verstärkerfolien sowie mit CCD- und CMOS-Sensoren unterschiedliche Herstellungstechnologien. Andererseits wurde das bereits bekannte Verfahren der Speicherfolientechnik für zahnmedizinische Anwendungen zugeschnitten.

Hardware

Prinzip der digitalen Röntgenbilder

Bereits vor der Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahr 1897 durch *Wilhelm Conrad Röntgen* wurden digitale Bilder erzeugt. Künstler wie *Georges Seurat* und andere Vertreter des Pointillismus, einer Stilrichtung der französischen Malerei um 1885, zerlegten die Farben ihrer Gemälde in mosaikartig aneinander gereihete Bildpunkte, so genannte Pixel (engl. Kürzel von „picture elements“). Ähnlich sind digitale Radiographien zusammengesetzt. Hier bestehen die Pixel aus licht- bzw. röntgenstrahlenempfindlichen Halbleiterzellen, die in einer Vielzahl aneinander gereiht das Strahlenbild erfassen. Dabei gilt: Je größer die Bildpunktdichte, desto besser die Feinzeichnung.

Intraorale Röntgensensoren der neuesten Generation haben einen Pixelabstand von 20 μm und eine Auflösung von mehr als 20 LP/mm (Linienpaare pro

Millimeter). Jedem einzelnen Bildpunkt wird nun je nach empfangener Strahlenintensität ein Grauwert zwischen Schwarz (Grauwert 0) und Weiß (Grauwert 255 bei 8 Bit) zugeordnet. Moderne Systeme quantisieren diesen Bereich mit 12 Bit, was ca. 4.000 Graustufen pro Bildpunkt entspricht.

Sensortechnik

Bei den digitalen Röntgensystemen mit Sensortechnik dominieren zurzeit die Sensoren mit Verstärkerfolie oder Szintillationsschicht. Vielfach wird diese Technologie auch als „indirekte digitale Radiographie“ bezeichnet. Hierbei wird die auf den Sensor auftreffende Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umgewandelt. Dieses Licht fällt dann auf den eigentlichen Detektor, die Fozelle, welche die Photonen in elektrische Ladung umsetzt. Bei dem Verfahren der direkten digitalen Radiographie wird der Detektor in einem speziellen Prozess konditioniert, d. h. strahlengehärtet. Das auftreffende Strahlenbild wird direkt in elektrische Ladung gewandelt, so dass der Umweg über die Photonenbildung entfällt.

Zu Beginn der digitalen Radiographie wurden zur Bilderfassung ausschließlich die aus der Fotografie bzw. Videotechnik bekannten CCD-Sensoren (charge-coupled device) eingesetzt. Später folgten die aus den innovativen Halbleiterherstellungsprozessen bekannten CMOS-Sensoren (complementary metal oxide semiconductor). Für die weiteren Betrachtungen ist es zunächst egal, um welchen Sensortyp es sich handelt, denn beide Sensoren dienen dem gleichen Zweck. Sie wandeln einfallendes Licht in eine proportionale Menge an Elektronen, und in beiden Fällen ist der Fotodetektor der Gleiche. Lediglich die Technologie, mit der die Ladungsanhäufung in den einzelnen Pixeln verarbeitet wird, unterscheidet sich und hat je nach Verfahren Vor- und Nachteile.

Bei den CCD-Sensoren wird die Ladung eines jeden Pixels durch ein aufwändiges Verfahren nach dem Eimer-Ketten-Prinzip an den Rand des Sensors transportiert und verlässt diesen in der Regel als Spannungssignal. Eine externe Digitalisierung des Signals ist erforderlich.

Bei CMOS-Sensoren hat jeder Bildpunkt neben dem eigentlichen Fozoelement seinen eigenen Ladungsspannungswandler. Oft sind auch schon Analog-Digital-Wandler sowie Logik- und Kontrollschaltkreise integriert, so dass am Sensorausgang bereits ein digitales Signal zur Verfügung steht. Diese zusätzlichen Funktionen, die um die Fozelle gruppiert sind, reduzieren jedoch die eigentliche Lichteinfangfläche dieses Sensortyps.

Tabelle 1 Vergleich verfügbarer Halbleitersensoren

Eigenschaft	CCD	CMOS
verfügbar seit	1967	1967
Energieverbrauch	400 mW	40 mW
Lichtempfindlichkeit	hoch	hoch
Quanteneffizienz	gut	befriedigend
Rauschen	niedrig	hoch
Auslesen der Daten	komplex	einfach
Kosten	hoch	niedrig

Die Systemvorteile beider Sensortypen sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Beide Systeme liegen heute mit den aktiven Flächen bis zu einer Größe von 26 x 37 mm vor. Der CCD-Sensor hebt sich durch eine hohe Quanteneffizienz, einen hohen Signal-Rausch-Abstand und eine hohe Lichtempfindlichkeit positiv von dem CMOS-Sensor ab. Dieser ist zwar für statische Bilder qualitativ geringfügig minderwertiger als der CCD-Sensor, jedoch hinsichtlich der Fertigung bedeutend preiswerter, da diese auf Standardtechnologien zur Herstellung von Computerchips basiert.

Speicherfolientechnik

Bei dieser Technologie kommt eine Folie zur Anwendung, auf die ein Kristallgitter mit speziell dotiertem Bariumfluorhalid aufgebracht ist. Die Speicherfolie liegt in allen üblichen Zahnfilmformaten vor und wird zunächst frei belichtet. Nach der Belichtung erfolgt durch Ladungsverschiebung innerhalb des Kristallgitters eine Zwischenspeicherung des latenten Bildes. Im „Entwicklungsgerät“ wird die Speicherfolie mit einem Laserscanner ausgelesen, d. h., durch Abtasten der Kristallstruktur mit einem Laserstrahl werden die Ladungsverschiebungen innerhalb der Kristallstruktur umgewandelt und zur Emission von Licht angeregt. Mit den bereits beschriebenen Fotodetektoren in CCD- bzw. CMOS-Technologie werden die Photonen in elektrische Ladung gewandelt und anschließend digital aufbereitet.

Datenaufbereitung

Verfolgt man nun das latente Röntgenbild von der Bildakquisition bis zur Visualisierung, so werden von den einzelnen Herstellern unterschiedliche Wege der Signalaufbereitung und des Signaltransfers angeboten, die sich letztlich durch die unterschiedliche Computerausstattung in den Anwenderpraxen ergeben haben:

1. Bei der wandmontierten Lösung ist der Aufnahmeort durch eine fest montierte Röntgenbox limitiert. Die Boxen sind in der Regel PC-unabhängig, da sie an das Praxisnetzwerk angeschlossen werden und so von jedem Arbeitsplatz angesprochen werden können.
2. Bei PC-Einschubkarten wird die Röntgenbox in den Rechner integriert. Das System eignet sich für Stand-alone-Lösungen oder aber für kleine Praxen, in denen der PC in Patientennähe steht.
3. Gerade für Praxen ohne Netzwerk, aber mit mehreren Rechnern und ggf. mehreren Röntgenröhren eignet sich der Signaltransfer via USB-Box. Diese Box wird zum Datenaustausch über die USB-Standardschnittstelle (universal serial bus) an einen Rechner angeschlossen. Bei einigen Systemen erfolgt die Ansteuerung zur Röntgenaufnahme von dem angeschlossenen Rechner, auf dem dann die entsprechende Software installiert sein muss. Bei anderen Systemen arbeitet die USB-Box auch für mehrere Aufnahmen eigenständig und PC-unabhängig. Sensoren in CMOS-Technologie lassen sich ohne zusätzliche Signalaufbereitung direkt an die USB-Schnittstelle anschließen. Allerdings ist anzumerken, dass USB nicht von dem Netzwerkbetriebssystem Windows NT unterstützt wird.

Sind mehrere Rechner in einer Praxis vorhanden, so bietet sich die Installation eines Praxisnetzwerkes an. Dabei ist es durchaus möglich, unterschiedliche Betriebssysteme wie Microsoft Windows, Unix/Linux, Novell oder Apple Macintosh miteinander zu kombinieren. Damit kann auch der Datenaustausch via Internet über das Netzwerkprotokoll TCP/IP realisiert werden.

Alle angebotenen Röntgensysteme arbeiten sowohl als Einzelplatzlösung wie auch als Netzwerkkomponente. Der Vorteil der Integration des digitalen Röntgensystems in ein Netzwerk liegt u. a. in der Verfügbarkeit der Bildinformation an jedem Praxisrechner und in der zentralen Verwaltung des Bilddatenarchivs.

Bildbearbeitungssoftware

Letztlich erfolgen die Visualisierung und die Optimierung der Röntgenbildinformation in den Softwareprogrammen der einzelnen Hersteller und Fremdanbieter (Tab. 2). Diese bieten zur Bildverbesserung und -analyse eine Vielzahl von Möglichkeiten^{1,2}. Dabei werden die Erkenntnisse aus der allgemeinen digitalen Bildbearbeitung auf die Bildinhalte der digitalen Radiographien übertragen⁵.

Tabelle 2 Übersicht der Produkte für intra- und extraorales digitales Röntgen (alle Abmessungsangaben in mm)

Hersteller	Intraoral					OPT/FRS
	Produktname	Technologie	LP/mm	aktive Fläche	Abmessungen	Produktname
<i>Sensoren</i>						
Cygnus	CygnusRay	CCD	23	27 x 36	32 x 42 x 5,1	/
Dent-X	EVA	CMOS	16	25 x 36	30 x 44 x 4,7	/
Dürr Dental	VistaRay HR	CCD	22	25 x 36	32 x 42 x 5,8	/
Fimet	F1 ioX	CCD	20	20 x 30	25 x 36 x 5,5	/
Gendex	Visualix	CCD	22	27 x 36	32 x 42 x 5,1	/
Instrumentarium	Sigma	CCD	k. A.	k. A.	k. A.	OP 100 D
Planmeca	Dixi 2	CCD	26	26 x 37	30 x 43 x 4,0	Dimax 2
Remedent	MPDx	CCD	> 20	26 x 36	30 x 43 x 3,2	/
Schick	CDR USB	CMOS	16	25 x 36	30 x 43 x 5,0	CDR Pan
Sirona	Sidexis	CCD	< 20	24 x 36	30 x 40 x 4,7	Orthophos
Trophy	RVG-5	CCD	k. A.	k. A.	k. A.	DigiPan
Villa	Dixsy	CCD	k. A.	k. A.	k. A.	/
<i>Speicherfolien</i>						
Dürr Dental	VistaScan	PSP	> 20	alle gängigen Formate		VistaScan
Gendex	DenOptix	PSP	> 20	alle gängigen Formate		DenOptix
Orex	CD-Dent	PSP	> 20	alle gängigen Formate		PaXorama 2000i
Soredex	Digora	PSP	> 20	30 x 40	35 x 45 x 1,6	DigoraPCT

Bilddarstellung

Neben Dreh- und Spiegelungsfunktionen stellt die Zoom-Funktion eine sinnvolle Anwendung dar. Die aktuellen 2-Megapixel-CCD-Sensoren liefern 1.250 x 1.640 Bildpunkte, während die Standardauflösung eines Computerbildschirms nur bei 1.024 x 768 Bildpunkten liegt, was in einem verfügbaren Bildfenster von ca. 600 x 800 Bildpunkten resultiert. Die vergrößerte Darstellung eines Teilbereichs in Originalauflösung liefert dann mehr Detailinformation (Abb. 1).

Sowohl die Sensorsysteme als auch die Laserscanner der Speicherfoliensysteme liefern zunächst Grauwertbilder, die bis zu ca. 4.000 Grauwerte unterscheiden. Aus technischen Gründen können aber nur 256 Graustufen auf dem Monitor dargestellt werden, von denen das menschliche Auge wiederum nur ca. 64 Graustufen differenzieren kann. Um den Informationsgehalt der einzelnen Bildpunkte besser zu visualisieren, bedient man sich einer Vielzahl von Techniken. Einige Programme bieten die Möglichkeit, die Grauwertverteilung entlang einer Linie bzw. einer Fläche als zwei- oder dreidimensionales Profil darzustellen (Abb. 2).

Versuche, mit farbigen Röntgenbildern einen Mehrwert an Diagnostik zu erzielen, haben sich bislang nicht durchgesetzt. Hierbei werden die Grauwerte eines Röntgenbildes durch Farbtupel für Rot, Grün und Blau (RGB) ersetzt. Die Zuweisung kann z. B. nach Farbintensität oder nach Helligkeit erfolgen⁴ (Abb. 3 links und Mitte). Farbbilder werden ebenso

generiert, wenn zeitlich versetzte Aufnahmen als einzelne Farbbänder kombiniert werden⁷. Die Grauwertinvertierung ist eine weitere Variante der Darstellungsform (Abb. 3 rechts). Der Vorteil liegt hier in der Ausnutzung der nichtlinearen Darstellungskennlinie für Grauwerte mit dem Monitor, der ohne entsprechende Gamma-Korrektur dunklere Grauwerte besser differenzieren kann als helle. Damit ist der wahrgenommene Kontrastunterschied zwischen benachbarten dunklen Grauwerten größer als der bei hellen Grauwerten mit derselben Grauwertdifferenz.

Histogramm-Transformationen

Zu den Standardfunktionen der digitalen Bildbearbeitung zählen weiter die Helligkeits- und die Kontrastkorrektur⁸. Abbildung 4 zeigt eine Helligkeitsveränderung. In den zugehörigen Histogrammen wird die statische Verteilung der einzelnen Grauwerte veranschaulicht. Eine Aufhellung des Bildes verschiebt die Grauwerte nach rechts, eine Abdunklung nach links. Hierbei werden Grauwerte, die durch die Transformation den gültigen Bereich nach oben oder unten verlassen würden, auf dem jeweils letzten gültigen Wert gesammelt. In Abbildung 4 links ist hierdurch ein Peak beim Grauwert 0 entstanden, so dass die Skalierung des Histogrammes geändert werden musste. Bei der Kontrastverstärkung erfolgt eine Spreizung des Histogramms. Helle Bereiche werden heller und dunkle Bereiche dunkler. Eine Kontrastminderung

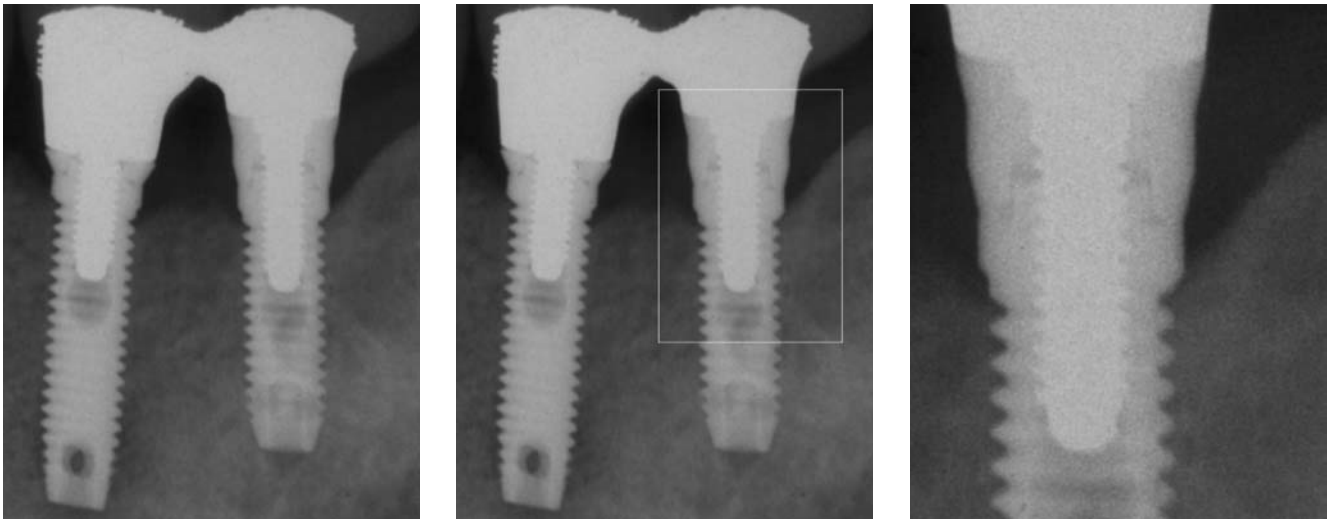


Abb. 1 Zoom: Aus dem intraoralen Röntgenbild (links) ist aus dem Bereich des rechten Implantates der rechteckige Ausschnitt (Mitte) in voller Auflösung dargestellt (rechts)

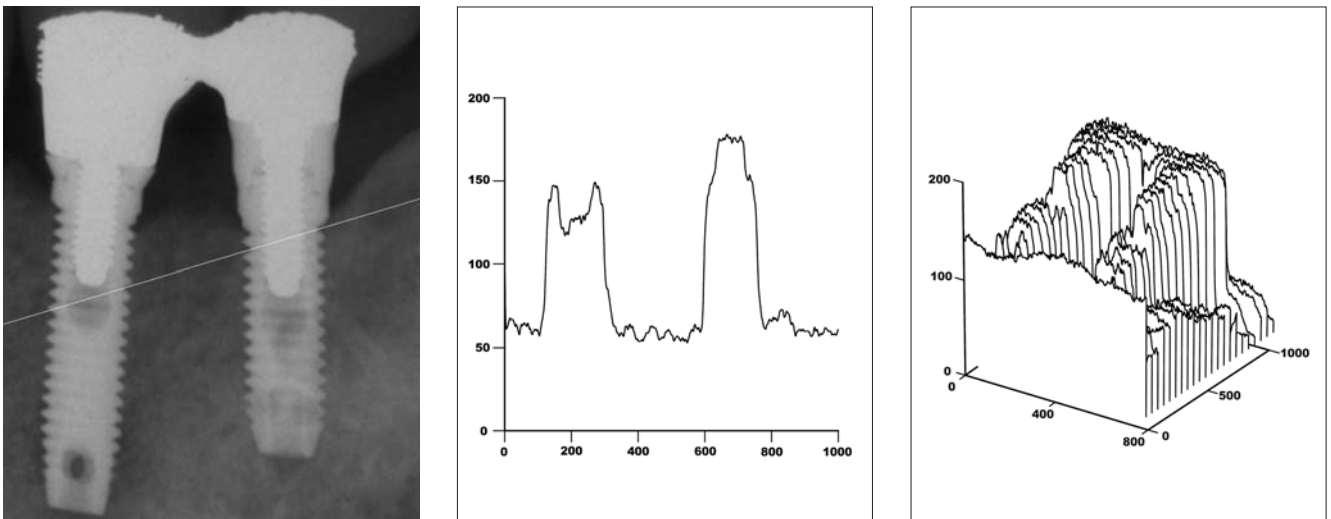


Abb. 2 Profile: Entlang der eingezeichneten Linie (links) wurde das Linienprofil der Röntgenaufnahme abgetastet (Mitte). Das Linienflächenprofil (rechts) ist aus äquidistanten Horizontalabtastungen zusammengesetzt

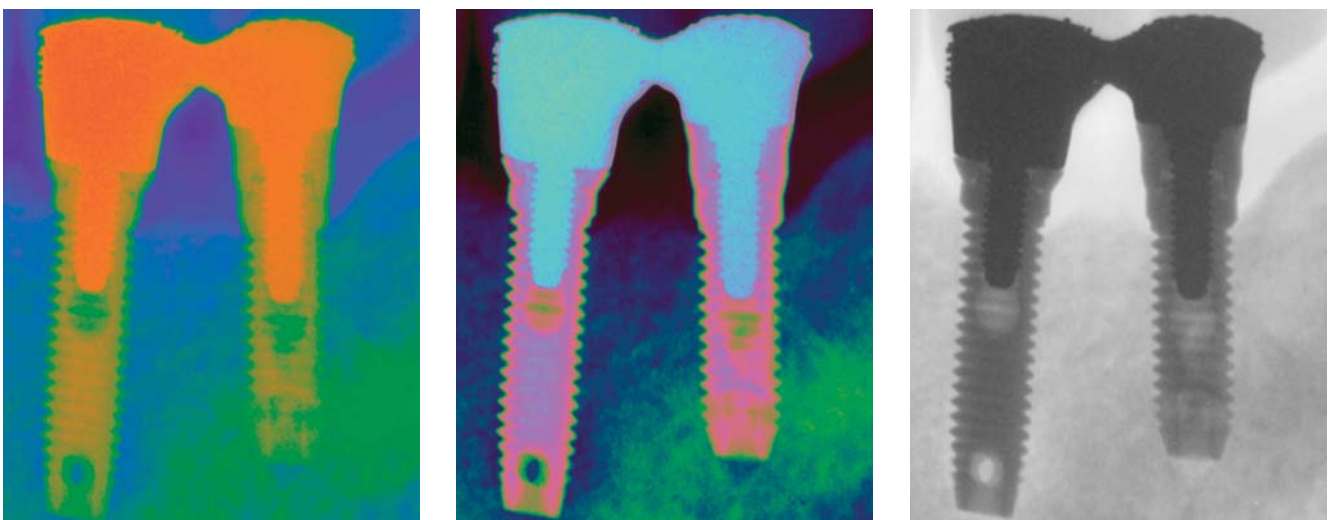


Abb. 3 Darstellung: Die mit verschiedenen Algorithmen der Pseudokolorierung erzeugten Bilder haben Farbwerte mit konstanter Helligkeit (links) und mit kontinuierlich ansteigender Helligkeit (Mitte). Die einfache Grauwertinvertierung ist rechts dargestellt

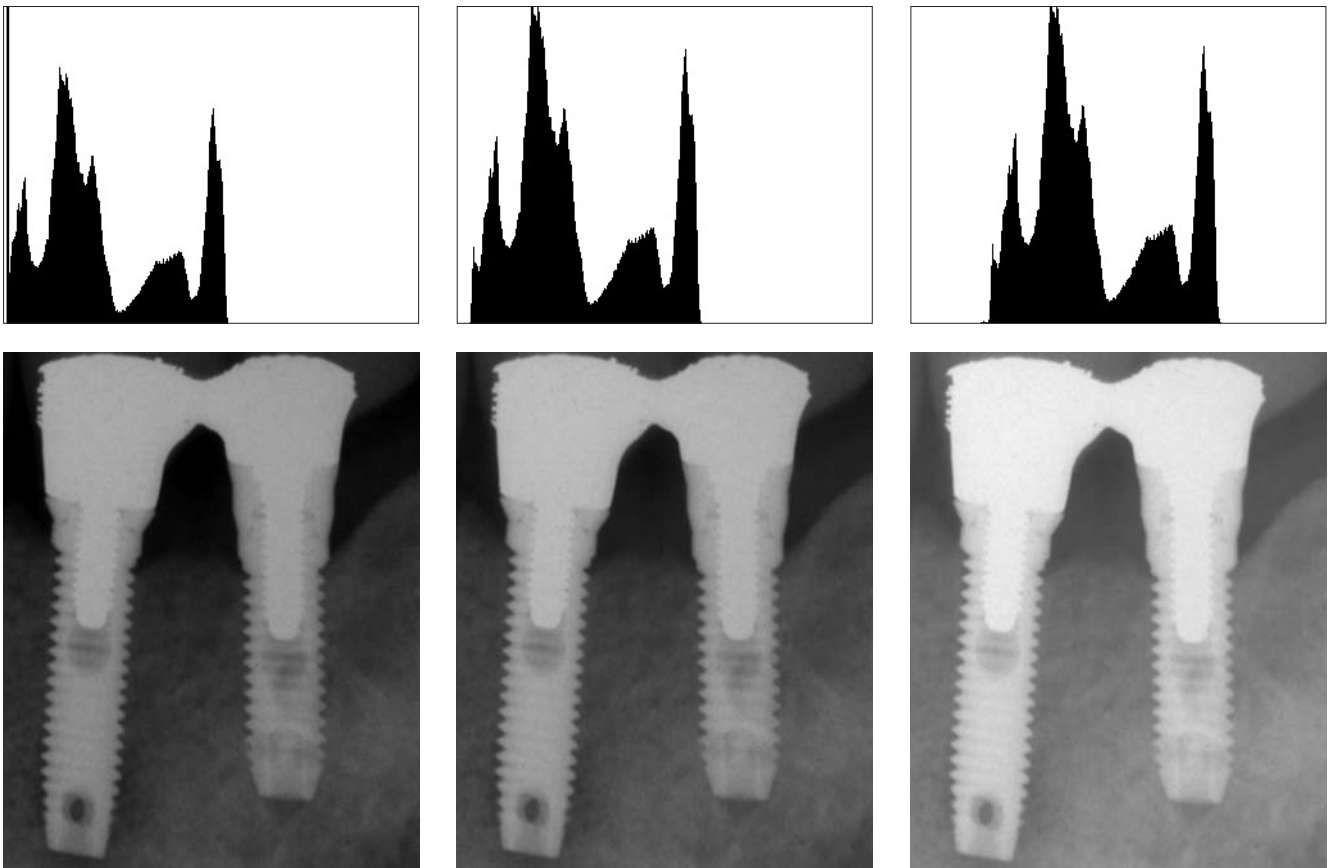


Abb. 4 Helligkeitsänderung: Ausgehend vom Originalbild (Mitte) wurden alle Grauwerte um 20 Helligkeitswerte abgedunkelt (links) bzw. um 50 Werte aufgehellt (rechts). Oben sind die jeweiligen Histogramme dargestellt

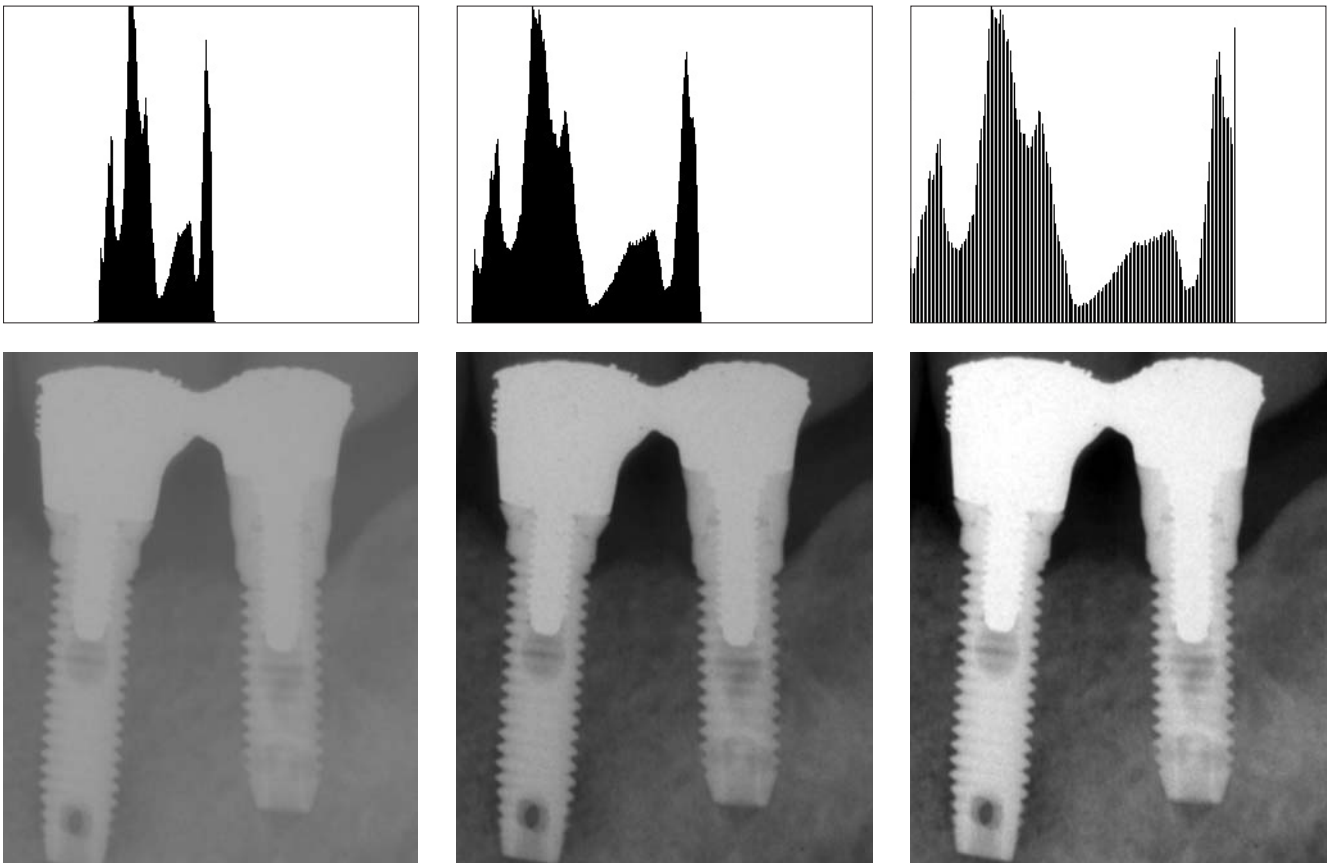


Abb. 5 Kontraständerung (linear): Auf der linken Seite wurde der Kontrast um den Faktor 2 verringert. Rechts wurden die Grauwerte optimal verteilt. Oben sind wieder die jeweiligen Histogramme dargestellt

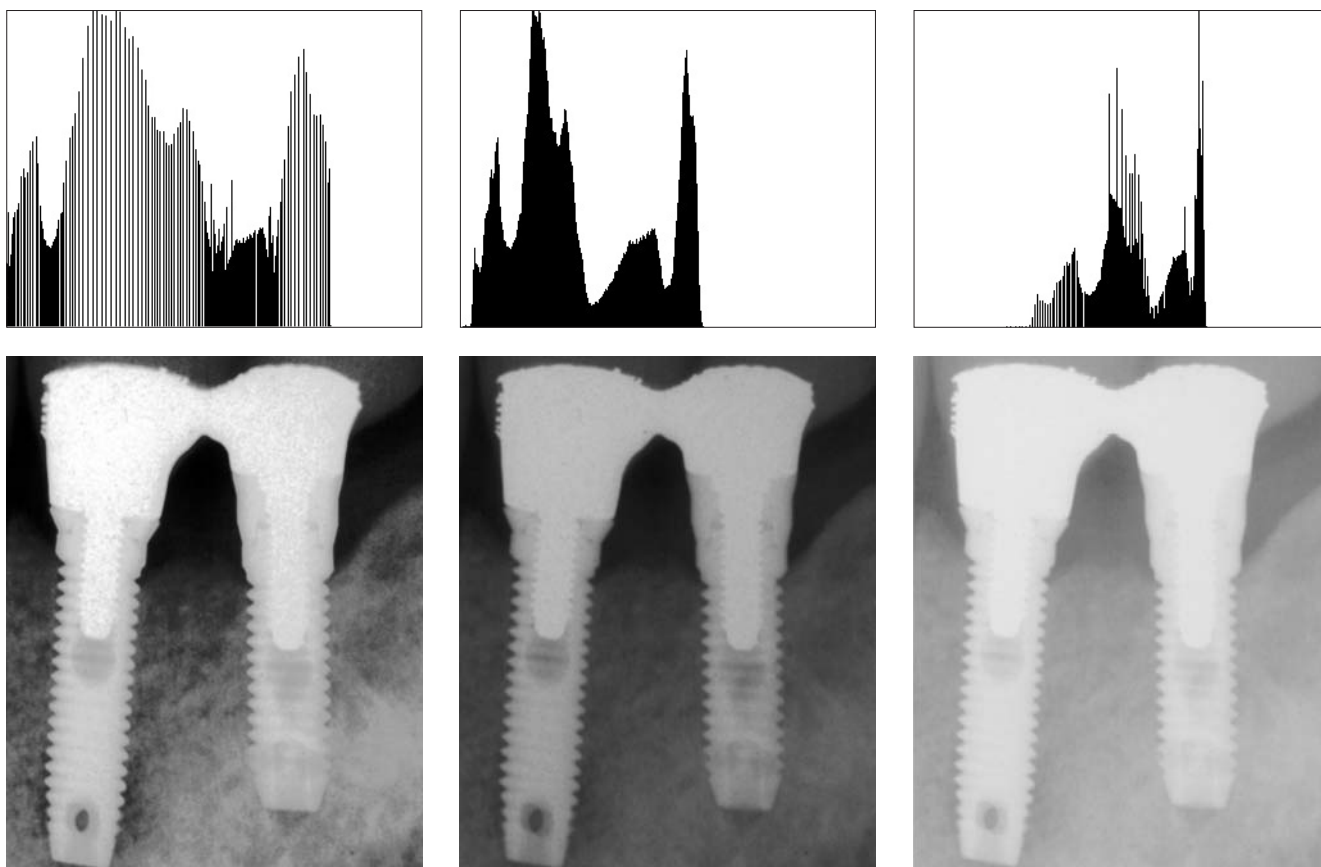


Abb. 6 Kontraständerung (nichtlinear): Auf der linken Seite wurde eine Histogrammäqualisation durchgeführt, rechts eine Gamma-Korrektur mit dem Wert 3. Oben sind wieder die zugehörigen Histogramme dargestellt

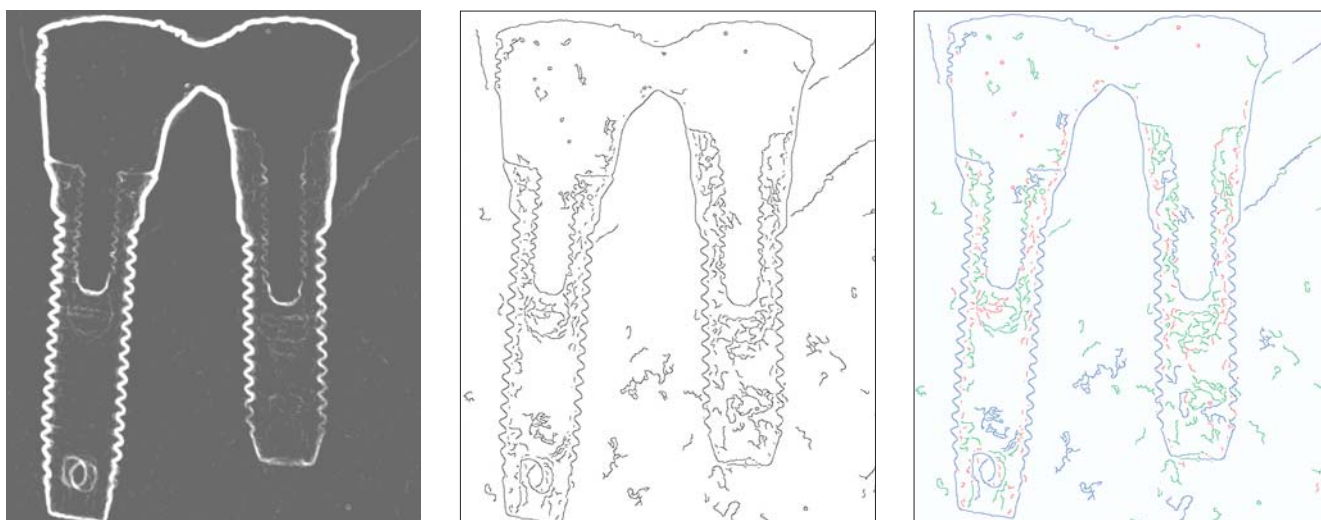


Abb. 7 Kantenextraktion: Mit linearen lokalen Filtern lassen sich Bildpunkte, die auf Kanten liegen, verstärken (links). Komplexere Algorithmen erlauben, Kanten als dünne Striche zu extrahieren (Mitte). Im rechten Bild sind diese Striche gemäß ihrer Länge eingefärbt

komprimiert die Grauwertverteilung in einen mittleren Bereich. Abbildung 5 zeigt Kontrastveränderungen auf der Basis einer linearen Transformationskennlinie mit den zugehörigen Histogrammen. Weitere Histogrammänderungen zur Kontrastanreicherung werden durch nichtlineare Transformationskennlinien realisiert, z. B. die Äqualisation oder die Gamma-Korrektur (Abb. 6).

Filterung

Bei der linearen Filterung wird nicht mehr jedes einzelne Pixel isoliert betrachtet, sondern mit seiner Nachbarschaft in Beziehung gesetzt⁶. Mit dieser Methode lässt sich z. B. das Rauschen unterdrücken, und es können Kanten gefunden, verstärkt und klassifiziert werden (Abb. 7). Die nichtlinearen Filter eignen sich

Tabelle 3 Leistungsumfang zur Bildverarbeitung und -verbesserung (aus *Lehmann*⁵; Adressen und Homepages der Hersteller siehe dort Tabelle 1; zusätzlich wurden folgende Produkte aufgenommen: Byzz 3.7 [Fa. Orange Dental, München,

Bildverarbeitung und -verbesserung	Byzz	CDR	Clini-view	DBSWIN	Dental Vision	Dexis
Bilddarstellung						
Linienprofil (1-D)	–	•	–	•	–	–
Bild (2-D)	•	•	•	•	•	•
Oberflächenmodell (3-D)	–	–	–	–	–	–
Zoom	•	•	–	•	•	•
Spiegelung	•	•	•	•	•	–
Rotation	•	•	•	•	•	•
Pseudokolorierung	•	•	–	•	–	•
Histogramm-Transformation						
Histogrammanzeige	•	–	•	•	•	•
Interaktive Modifikation	•	•	•	•	•	•
Spreizung	•	•	–	•	•	–
Äqualisation	–	–	•	–	–	–
Gamma-Korrektur	•	–	•	•	•	–
Schwellwertbildung (Binarisierung)	–	–	–	•	–	•
Lokal adaptive Transformation	–	•	•	–	•	–
Filter						
Rauschreduktion	•	•	•	•	•	–
Unsharp Masking	•	•	–	•	•	•
Einfacher Gradient (Relief)	•	•	•	•	–	–
Isotroper Gradient (Kanten)	–	–	–	•	•	–
Individuelle Faltungsmaske	–	–	–	–	–	–
Medianfilter	•	–	–	•	•	–
Lokal adaptives Filter	–	–	–	–	•	–
Subtraktion und Addition	–	–	–	–	–	•
Messungen						
Kalibrierung	•	•	•	•	•	•
Länge	•	•	•	•	•	•
Winkel	–	•	•	•	–	–
Fläche	–	–	–	–	–	–
Annotationen						
Linien, Pfeile	–	•	•	•	–	–
Flächen (Kreise, Ellipsen, Rechtecke)	•	–	–	•	–	–
Text	•	•	•	•	–	–
Implantate	–	–	–	–	–	–
Bedienbarkeit						
Region of Interest	–	–	–	–	•	–
Manipulation einzelner Pixel	–	–	–	–	–	–
Undo-Funktion	–	•	–	•	–	•
Reset-Funktion	•	–	•	•	•	–

www.orange-dental.de], DSBWIN 4.2 [Fa. Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, www.duerr.de], Dental Vision 4.2 [Fa. Solutionline Dental, Herford, www.solutionline-dental.de] und Dixi 5.2 [Fa. Herzog Medizintechnik, Feucht, www.herzog-ag.de]

Digora	Dimaxis	Dixi	Emago advanced	Friacom Dental Office	IOX Image Viewer	multi- Xray	Pro- image	Sidexis	Trophy	VixWin 2000
-	•	-	•	-	-	-	-	•	•	•
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
-	-	-	-	-	-	-	-	-	•	-
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
•	•	•	•	-	•	•	•	-	•	•
•	•	•	•	-	•	•	•	•	•	•
•	•	•	•	-	-	•	•	•	•	•
•	•	-	•	-	•	-	•	-	•	•
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
•	•	-	•	•	•	•	•	-	-	-
•	-	-	•	-	•	•	-	-	•	•
-	-	-	•	-	-	•	-	-	-	-
-	•	-	-	•	-	•	-	-	•	-
-	-	•	•	-	-	•	•	•	-	•
•	-	•	•	-	•	•	-	•	-	•
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
•	•	•	•	•	-	-	-	•	-	•
-	-	-	•	-	-	-	-	•	-	•
-	-	-	•	-	-	-	-	-	-	-
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
•	•	•	•	•	-	-	-	•	-	•
-	-	-	•	-	-	-	-	•	-	•
-	•	-	-	•	-	-	•	-	•	•
-	•	-	-	-	-	-	•	-	•	•
-	•	-	-	•	-	•	•	-	•	•
-	-	-	-	•	-	-	-	-	-	-
-	•	-	-	•	-	•	-	•	-	-
-	-	-	-	-	-	-	•	-	-	-
•	•	-	-	-	-	-	-	•	•	•
-	-	•	•	•	•	•	•	•	-	•

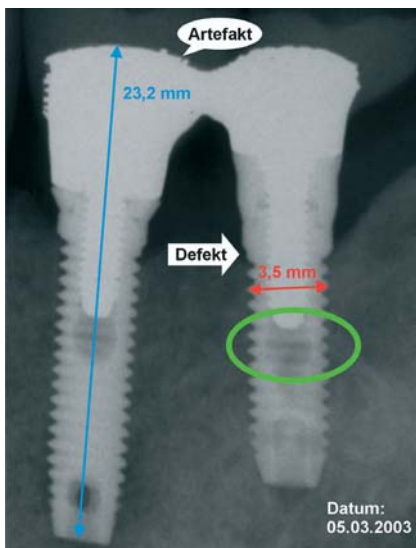


Abb. 8 Annotation: Bei dieser Funktionalität können dem Bild vektorielle Informationen wie Text, Linien oder Pfeile in verschiedenen Farben überlagert werden

besonders zur Beseitigung von nichtlinearem Rauschen oder Störstellen im Sensor. Mit lokal adaptiven Filtern ist es möglich, nicht nur Bildpunkte der gleichen Aufnahme in Beziehung zu setzen, sondern auch solche aus zeitlich versetzten Aufnahmen miteinander zu vergleichen.

Messungen und Annotationen

Die meisten Programme zum digitalen Röntgen bieten zusätzlich die Möglichkeit, Abstände, Winkel und Flächen zu vermessen. Weiterhin können beliebige Annotationen wie Pfeile, Kreise oder Rechtecke sowie individuelle geometrische Strukturen wie z. B. Zahnimplantate dem Bild überlagert werden (Abb. 8).

Ergebnisse

Auf der beschriebenen Hardwaregrundlage bieten ca. 15 namhafte Firmen Produkte für digitales Röntgen in intraoraler, Panorama- und Fernröntgentechnik an (Tab. 2). Intraorale Sensoren im Full-Size-Format haben eine aktive Fläche von bis zu 25 x 36 mm und erfüllen damit die gesetzlichen Bema-Vorschriften. Sie eignen sich für die Darstellung von drei Molaren, für Bissflügelenaufnahmen und die Erstellung eines Zahnstatus. Die äußeren Abmessungen liegen bei 30 x 40 mm, wobei die Dicke der Sensoren zwischen 3,2 und 5 mm variiert. Die in CMOS-Technologie gefertigten Sensoren von Schick und Dent-X haben infolge der geringeren lichtempfindlichen Fläche eine Auflösung von nur ca. 15 LP/mm. CCD-Sensoren lösen mit über 20 LP/mm im Bereich der herkömmli-

chen Zahnfilme mit ca. 2 Millionen Bildpunkten auf. Die erforderliche Strahlendosis zur Erzeugung digitaler Radiographien reduziert sich im Vergleich zum herkömmlichen E-Film um 50 bis 70 %.

Die Anbieter von Speicherfoliensystemen decken das gesamte Anwendungsgebiet ab, da die Speicherfolien wie herkömmliche Filme zu handhaben sind. Vorhandene Röntgengeräte können daher weiterverwendet werden. Die Panoramasuren von Schick und Trophy lassen sich mit speziellen Adaptern auch in Panoramageräten anderer Hersteller integrieren. Eine Übersicht hierzu ist im Internet unter <http://www.dental-vision.com> zu finden.

Tabelle 3 fasst den Leistungsumfang der Softwareprogramme von Röntgensensorherstellern und Fremd-anbietern zusammen. Zu beachten ist, dass hier lediglich das Vorhandensein gewisser Methoden notiert ist, nicht jedoch die Art der Implementierung oder der Name der Funktion im entsprechenden Programm. Fast alle Programme bieten die Möglichkeit zum Zoomen, zur Rotation, zur Spiegelung und zur Pseudokolorierung der Bilder. Lineare und nichtlineare Histogramm-Transformationen können mit sämtlichen Programmen realisiert werden. Hier finden sich jedoch erhebliche Unterschiede in der Art und Vielfalt der Angebote. Ebenfalls starke Unterschiede im Funktionsumfang ergeben sich bei Winkel- und Flächenmessungen in den Bildern. Nur in Dexis und Emago können verschiedene Bilder zur Analyse verknüpft werden. Die hierfür meist notwendigen Algorithmen zur Registrierung beider Bilder werden jedoch nur von Emago angeboten.

Diskussion

Der Trend zur Digitalisierung der Zahnarztpraxis schreitet immer weiter fort. Er bereitet mit der damit verbundenen Vernetzung der rechnerbasierten Geräte die Grundlage für den Einsatz digitaler Röntgensysteme. Mit den entsprechenden Signalaufbereitungsboxen lassen sich die Sensoren überall dort ins Netzwerk einkoppeln, wo Röntgenröhren installiert sind.

Die Wahl zwischen CMOS- und CCD-Sensoren fällt nicht leicht. CCD-Sensoren und die damit erfassten Röntgenbilder sind qualitativ etwas hochwertiger, was aber bei 16 bzw. 20 LP/mm ohne optische Hilfsmittel nur im Zoom-Modus zu unterscheiden ist. In der Herstellung sind CMOS-Sensoren bedeutend preiswerter. Dies wird sich u. U. auch auf den Endpreis auswirken. Außerdem entfällt eine zusätzliche Signalaufbereitung, so dass der Sensor direkt via USB-Schnittstelle an den Rechner angeschlossen werden kann.

Der diagnostische Wert der digitalen Radiographien wird durch die Anwendung von Bildbearbeitungssoftware erheblich erhöht. Um nun den Zahnarzt als in der Bildbearbeitung unerfahrenen Anwender zu entlasten, versuchen die meisten Hersteller, mittels Filterung und histogrammbasierten Transformationen eine Bildoptimierung für spezielle zahnmedizinische Fragestellungen zur Verfügung zu stellen. Die tatsächlich implementierten Funktionen bleiben jedoch hinter den Schaltflächen der Anwendungsprogramme verborgen, so dass ein direkter Vergleich der Systeme nur schwer möglich ist. Von einigen Programmen wird die lokale Eingrenzung einer Operation auf einen lokalen Bildausschnitt angeboten. Ganz besonders wichtig ist jedoch das Vorhandensein einer Undo- bzw. Reset-Funktion, da der Informationsgehalt bei Anwendung von Filtern irreversibel verändert werden kann.

Obwohl fast alle Programme das TIFF-Format verstehen, können nicht alle Programme infolge Inkompatibilität des Formates Röntgenbilder gegenseitig austauschen. Da jedoch davon auszugehen ist, dass in Zukunft der Austausch von Bildern innerhalb und außerhalb der Praxis zunehmen wird, werden die Hersteller die Qualität und Quantität der Werkzeuge

zur Bildbearbeitung und -analyse erheblich verbessern müssen.

LITERATUR

1. *Analoui, M.*: Radiographic image enhancement. Part I: spatial domain techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 30, 1-9 (2001).
2. *Analoui, M.*: Radiographic digital image enhancement. Part II: transform domain techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 30, 65-77 (2001).
3. *Benz, C., Künzel, A., Sonnabend, E.*: Neue Systeme zur elektronischen Anfertigung und Archivierung von Zahnrontgenaufnahmen. *Quintessenz* 44, 1161-1169 (1993).
4. *Lehmann, T., Kaser, A.*: A simple parametric equation for pseudo colouring grey scale images keeping their original brightness progression. *Image and Vision Computing* 15, 251-257 (1997).
5. *Lehmann, T.M.*: Bildverbesserung und -analyse in kommerzieller Software zur digitalen intraoralen Radiographie. *Quintessenz* 53, 1099-1111 (2002).
6. *Mol, A.*: Digital quantitative radiology: tools and toys. *Dentomaxillofac Radiol* 28, 328-329 (1999).
7. *Welander, U., Eklund, I., Tronje, G., McDavid, W.D., Dove, S.B.* et al.: Color coding of radiographic changes over time by means of image addition. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 78, 531-538 (1994).
8. *Wenzel, A.*: Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. *Int Dent J* 43, 99-108 (1993).

