

Bildverbesserung und -analyse in kommerzieller Software zur digitalen intraoralen Radiographie

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 Digitale Bildaufnahme, medizinische Bildverarbeitung, Bildbearbeitung, Algorithmus

ZUSAMMENFASSUNG

Die digitale (intraorale) Radiographie hat mittlerweile einen festen Stellenwert in der zahnärztlichen Diagnostik eingenommen. Die praktischen und diagnostischen Vorteile der einzelnen Hardwarekonzepte (CCD- und CMOS-Sensortechnik, Phosphor-Speicherfolien) wurden bereits vielfach analysiert und zur konventionellen (Zahn-)Filmbelichtung in Bezug gesetzt. Darüber hinaus ermöglichen digitale Radiographien auch eine computerunterstützte Verarbeitung der Bilder. Dieser Beitrag stellt verschiedene Techniken zur Bildverbesserung und -analyse, die in den Softwareprogrammen der maß-

geblichen Gerätehersteller angeboten werden, anhand von Bildbeispielen vor. Da derartige Funktionen in den Menüs der dentalen Software oft phantasievoll benannt sind oder durch Tasten mit abstrakten Symbolen einfach aufgerufen werden können, bleibt dem anwendenden Zahnarzt der tatsächliche Algorithmus verborgen, mit dem die digitale Bildmatrix modifiziert wird. Daher wurde eine spezielle Technik entwickelt, um die tatsächlichen Algorithmen eindeutig zu bestimmen. Hiermit wurde das Funktionsspektrum der 13 für den deutschen Markt wichtigsten Programme analysiert.

Einleitung

Direkt digitale Röntgenbildgebung wird in zunehmendem Maße in der Zahnheilkunde eingesetzt¹⁵. Immer mehr Unternehmen bieten hierfür Hard- und Softwarelösungen an, wobei im Wesentlichen drei Hardwarekonzepte verfolgt werden: direkt röntgensensitive CCD-Sensoren (Charge Coupled Devices) bzw. CMOS-Sensoren (Complementary Metal Oxide Semiconductors) sowie die erheblich dünneren Phosphor-Speicherfolien, die nach der (intraoralen) Belichtung in einem externen Gerät durch Laserabtastung ausgelesen werden. Empfindlichkeit, Auflösung und weitere technische Parameter der verschiedenen Hardwarekonzepte wurden bereits für viele Indikationen analysiert (siehe z. B. *Araki et al.*³).

Digitale Bildgebung ermöglicht aber auch die rechnergestützte Nachbearbeitung der Aufnahmen. In zahlreichen Studien wurde dokumentiert, dass digitale Bildverarbeitung die Qualität und Sicherheit zahnärztlicher Diagnosen verbessern kann¹⁴, z. B. bei der Detektion und Quantifizierung von kariösen Prozessen¹². Allerdings wurde von anderen Autoren auch berichtet, dass diese Vorteile statistisch nicht immer signifikant sind^{5,6}. Die Gründe hierfür liegen in der unterschiedlichen Qualität der Originaldaten und dem tatsächlichen Algorithmus, mit dem diese modifiziert werden. Obwohl technisch gesehen alle Verfahren und Algorithmen mit eindeutigen Namen bezeichnet werden könnten, wird diese eindeutige Kennzeichnung von den Softwareherstellern vermieden. Die tatsächlich implementierten Funktionen werden statt-

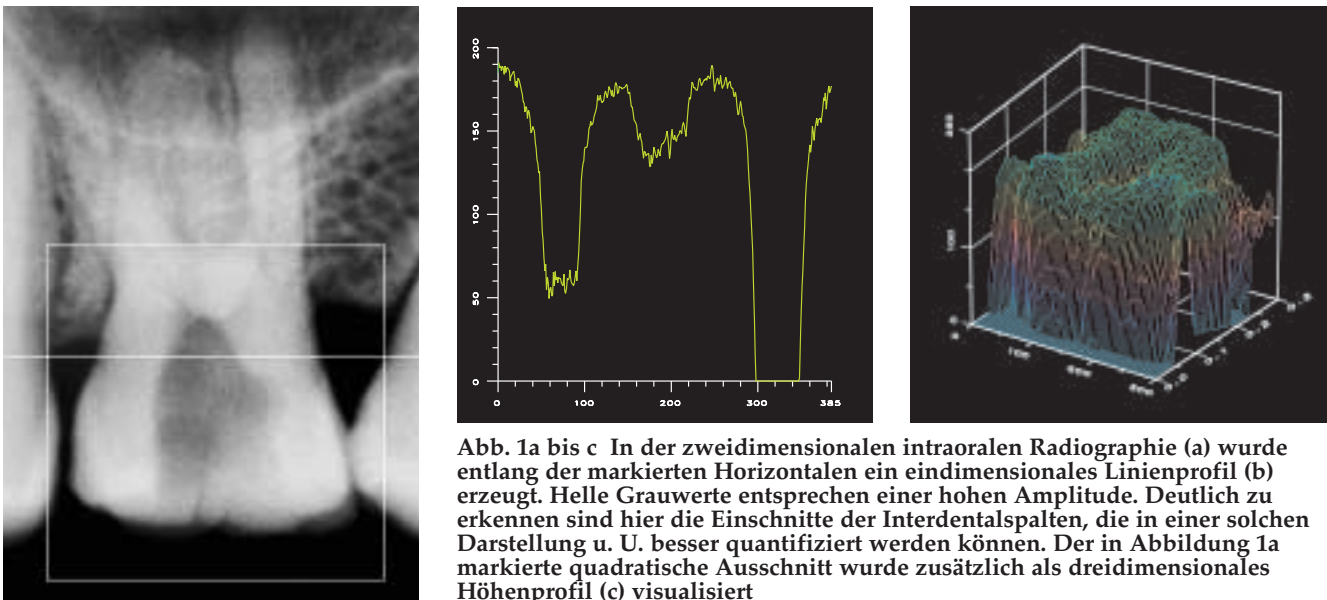


Abb. 1a bis c In der zweidimensionalen intraoralen Radiographie (a) wurde entlang der markierten Horizontalen ein eindimensionales Linienprofil (b) erzeugt. Helle Grauwerte entsprechen einer hohen Amplitude. Deutlich zu erkennen sind hier die Einschnitte der Interdentalspalten, die in einer solchen Darstellung u. U. besser quantifiziert werden können. Der in Abbildung 1a markierte quadratische Ausschnitt wurde zusätzlich als dreidimensionales Höhenprofil (c) visualisiert

dessen hinter phantasievollen Namen (Aquarellfilter, Michelangelo-Filter etc.) oder Schaltflächen verborgen. Damit wird u. a. auch ein Leistungsvergleich des Funktionsumfangs der Software bei der Systemauswahl verhindert.

In diesem Beitrag werden die wichtigsten Verfahren zur medizinischen Bildbearbeitung und -analyse⁸ anhand von einfachen Beispielen vorgestellt. Mit Hilfe eines speziellen Testbildes werden die in den einzelnen Programmen angebotenen Funktionen identifiziert und über alle Anbieter vergleichend einander gegenübergestellt.

Material und Methode

Die Auswahl der hier untersuchten Softwaresysteme erfolgte unter Berücksichtigung der auf der Internationalen Dental-Schau (IDS) im März 2001 in Köln präsentierten Produkte (Tab. 1). RedHat Linux 7.2, Windows 98 und Windows NT 4.0 wurden als Betriebssysteme auf einem gewöhnlichen PC installiert. Das Testbild wurde im TIFF-Format über die Import/Export-Funktion in die Programme geladen. Die im Folgenden verwendete Terminologie orientiert sich an der von *Analoui*, der erst kürzlich die wesentlichen Konzepte zur digitalen Bildverarbeitung in der dentalen Radiologie kategorisiert hat^{1,2}.

Bilddarstellung

Viele Programme bieten neben der direkten Darstellung des Bildes und verschiedenen Funktionen zum Zoomen, zur Spiegelung oder zur Drehung auch die Möglichkeit, eindimensionale Linienprofile und drei-

dimensionale Oberflächenmodelle eines Bildes zu erzeugen (Abb. 1a bis c).

Da die spontane Unterscheidbarkeit von Graustufen durch das visuelle System des Menschen prinzipiell limitiert ist, werden außerdem verschiedenste Verfahren zur Farbdarstellung angeboten. Hierbei werden den Grauwerten über eine statische Look-Up-Tabelle (LUT) Farbtripel für Rot, Grün und Blau (RGB) zugeordnet. Da der Ansatz mit zufälligen Farben zu schlecht lesbaren Radiographien führt, wurde von *Clark* und *Leonhard*⁴ die Verwendung einer Farbpalette konstanter Helligkeit vorgeschlagen und von *Lehmann* et al.⁹ eine Palette vorgestellt, die den initialen Helligkeitsverlauf im Röntgenbild erhält (Abb. 2a bis c).

Histogramm-Transformationen

Das Histogramm veranschaulicht die statistische Verteilung einzelner Grauwerte im Bild. Abbildung 3a zeigt ein Histogramm, das zu dem intraoralen Röntgenbild aus Abbildung 1a gehört. Zu erkennen ist, dass nicht alle Grauwerte, die in der digitalen Darstellung möglich wären, im Bild tatsächlich vorkommen. Durch entsprechende Histogramm-basierte Transformationen lassen sich die Bilder in ihrer Darstellungsqualität verbessern. Bei der einfachen Histogramm-Spreizung wird das Histogramm linear auseinander gezogen, während bei der Äqualisation häufig vorkommende Grauwerte stärker separiert werden als weniger häufig vorkommende. Dabei werden zunächst noch unterschiedliche, aber selten vorkommende Grauwerte irreversibel zusammengefasst. Trotz verbesserter Darstellungsqualität ist der Informationsgehalt in Histogramm-äqualisierten Bildern somit verringert (Abb. 3a bis c).

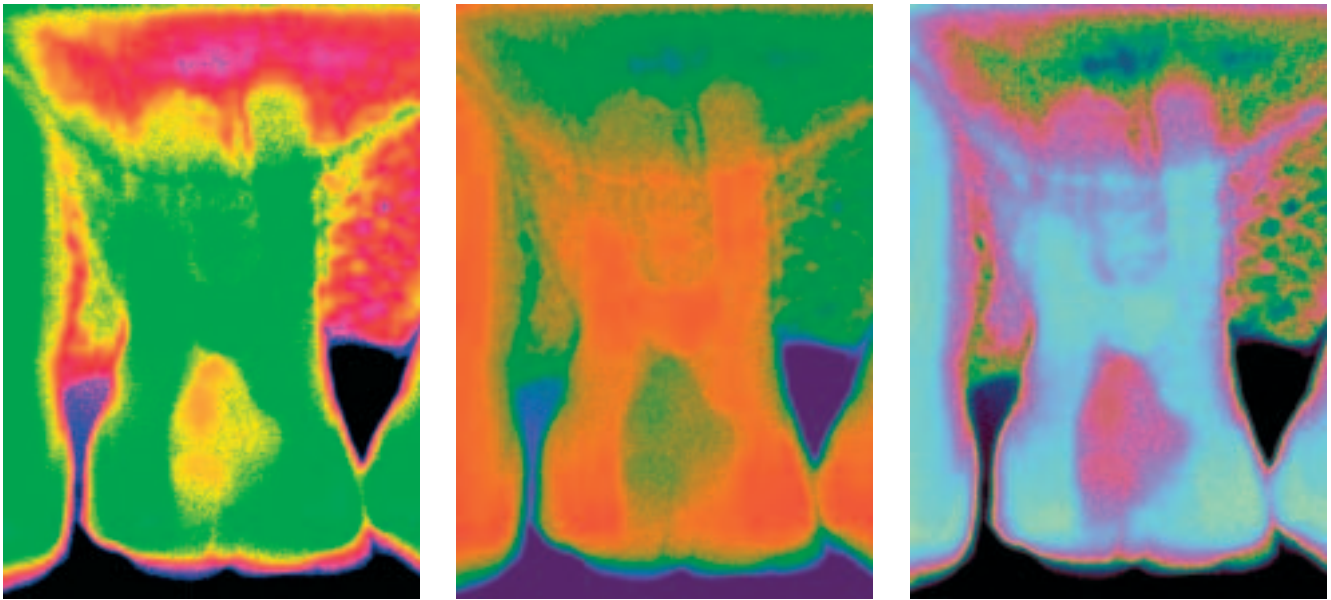


Abb. 2a bis c Die Radiographie aus Abbildung 1a wurde ohne die dortigen Annotationen mit Randfarben des RGB-Farbraumes pseudocoloriert (a). Das Ergebnis mit den Verfahren nach Clark und Leonhard⁴ sowie nach Lehmann et al.⁹ ist in den Abbildungen 2b und c dargestellt

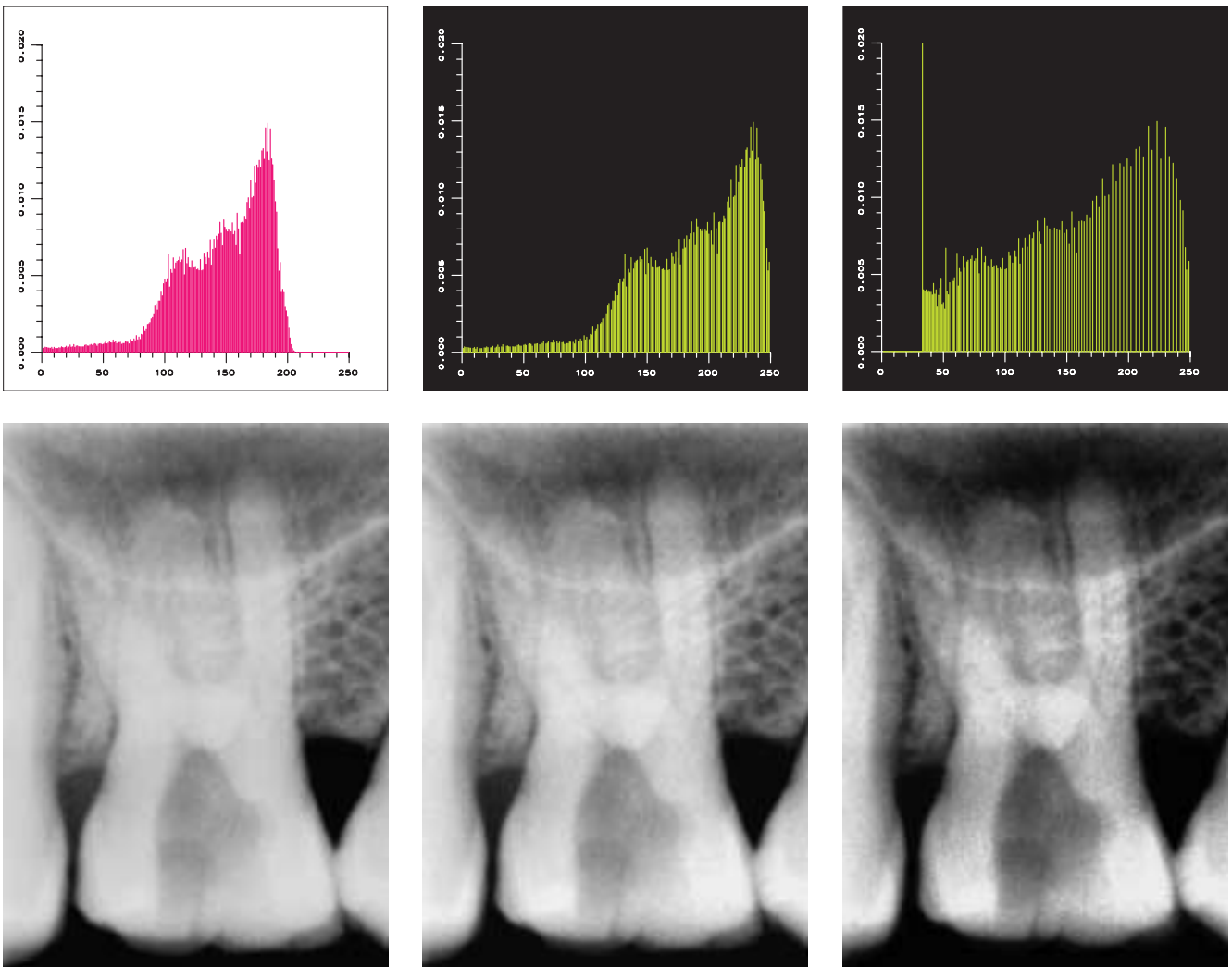


Abb. 3a bis c Bei den Histogramm-Transformationen werden die Pixel im Bild nur aufgrund ihres Grauwertes modifiziert, ohne dass ihre Nachbarschaft berücksichtigt wird. Das Histogramm ist die Verteilungsdichtefunktion der relativen oder absoluten Häufigkeit der Grauwerte. Das Histogramm in Abbildung 3a gehört zur Abbildung 1a, in der die Grauwerte im Bereich von 202 bis 255 nicht vorkommen. Daher kann durch Spreizung (b) der Kontrast verbessert werden. Die Äqualisation (c) liefert eine weitere Kontrastverstärkung

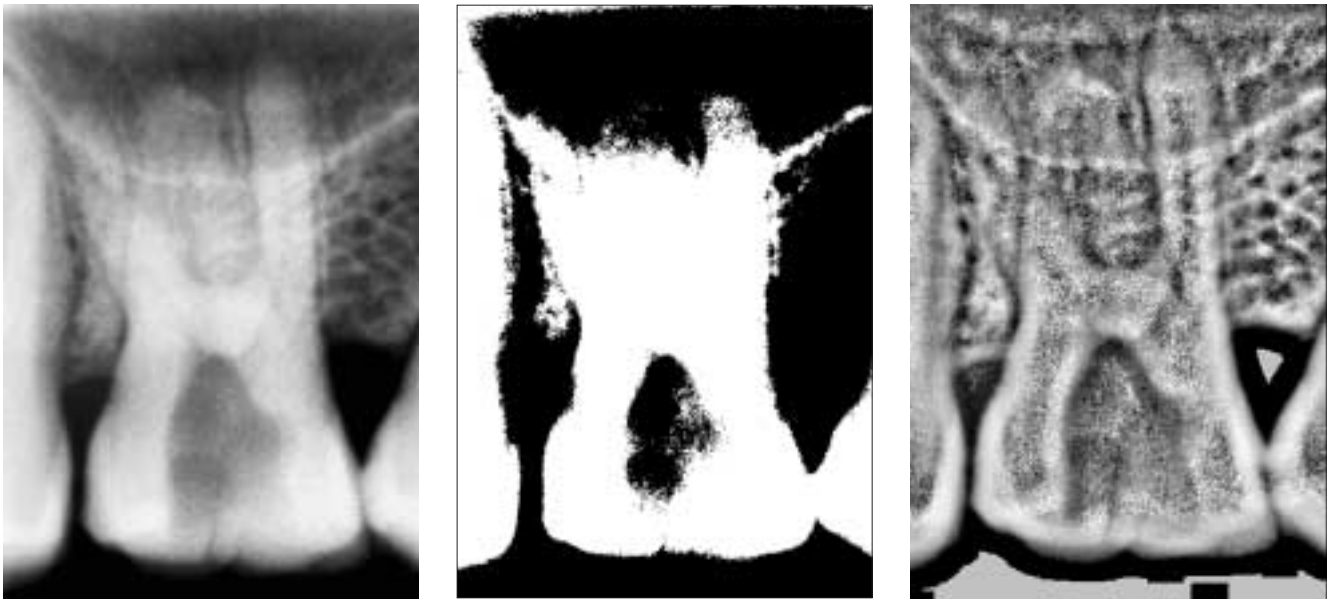


Abb. 4a bis c Bei der Gamma-Korrektur wird das Histogramm gemäß dem Verlauf einer Gamma-Funktion modifiziert (a, $\gamma = 2$). Im dunkleren Bereich wird der Kontrast verstärkt, was jedoch mit einer Abschwächung des Kontrastes in helleren Bildbereichen erkauft werden muss. Stärkere Bildveränderungen werden durch Schwellwertbildung erreicht. Das Ergebnis (b, Schwelle bei Grauwert 150) ist ein reines Schwarzweißbild (Binärbild). Dies kann u. U. zur Flächenmessung eingesetzt werden. Bei der lokal adaptiven Histogramm-Spreizung (c) wird auch die dünnere Knochenstruktur des Alveolarkanals an der Zahnwurzel sichtbar

Bei der Gamma-Korrektur werden Nichtlinearitäten bei der Bildaufnahme ausgeglichen. Beispielsweise kann der logarithmische Stufenkeil des Testbildes mit einer passenden Gamma-Funktion linearisiert werden. Mit statischen Schwellenwerten lässt sich eine einfache Objekt-Hintergrund-Trennung vornehmen. Das Ergebnis ist ein reines Schwarzweißbild. Lokal adaptive Histogramm-Transformationen erlauben weitreichendere Modifikationen. Hierbei wird das Bild durch eine Maske betrachtet und die Histogramm-Transformation dann nur mit den jeweils sichtbaren Werten berechnet. Danach wird die Maske auf den nächsten Bildpunkt (picture element, pixel) positioniert. Bei einer lokal durchgeführten Histogramm-Spreizung wird also für jedes Pixel eine eigene LUT berechnet (Abb. 4a bis c).

Filterung

Bei der linearen Filterung wird nun nicht mehr nur jedes einzelne Pixel isoliert betrachtet, sondern der Grauwert des aktuellen Pixels wird mit denen seiner Nachbarn verknüpft. In der Regel werden bei dieser Technik einfache 3×3 -Nachbarschaften betrachtet, wobei auch größere Filtermasken denkbar sind und angeboten werden. Mit diesen Methoden lässt sich Rauschen unterdrücken (gleitender Mittelwert). Außerdem können die Bilder geglättet (unsharp masking) oder Kanten hervorgehoben werden (Gradientenfilter). So entstehen beispielsweise die häufig angebotenen Reliefbilder durch diskrete Differentiation, d. h.,

das Bild wird um ein Pixel nach rechts und unten verschoben und dann vom Ausgangsbild subtrahiert (Abb. 5a bis c).

Durch eine Kombination mehrerer einfacher Gradientenoperatoren kann ein isotropes Kantenbild erzeugt werden. In diesem werden alle Pixel, die nicht auf einer Kante liegen, schwarz dargestellt. Kantenpixel erhalten einen Helligkeitswert, der die Stärke der lokalen Kante widerspiegelt. Durch weitere Verarbeitungsschritte können die Kanten je nach Stärke automatisch selektiert und ausgedünnt werden (Abb. 6a und b).

Zur Minderung nichtlinearer Rauschprozesse sind nichtlineare Filter den linearen Techniken überlegen. Bekanntestes Beispiel hierfür ist der Medianfilter, bei dem die originalen Pixelwerte innerhalb der betrachteten Maskenregion ihrer Rangfolge nach sortiert werden. Der Grauwert des Ergebnisbildes ergibt sich sodann aus dem mittleren Wert dieser Reihung. Hiermit können insbesondere Sensorstörungen retuschiert werden (Abb. 7a und b).

Mit lokal adaptiven Filtern kann der Dualismus zwischen Glättung und Kantenverstärkung aufgelöst werden. Hierzu wird zunächst analysiert, ob sich an der momentanen Position der Maske ein homogener Bildbereich oder eine Kante befindet, und je nachdem wird eine passende Filtermaske ausgewählt (Abb. 8a und b). Mit den Methoden der Grauwertsubtraktion⁷ oder Farbaddition¹³ können zeitliche Änderungen in seriellen Aufnahmen derselben Region desselben Patienten sichtbar gemacht werden. Hierbei werden die Pixelwerte nicht mehr mit den Werten aus der Nachbarregion innerhalb eines Bildes errechnet, sondern es

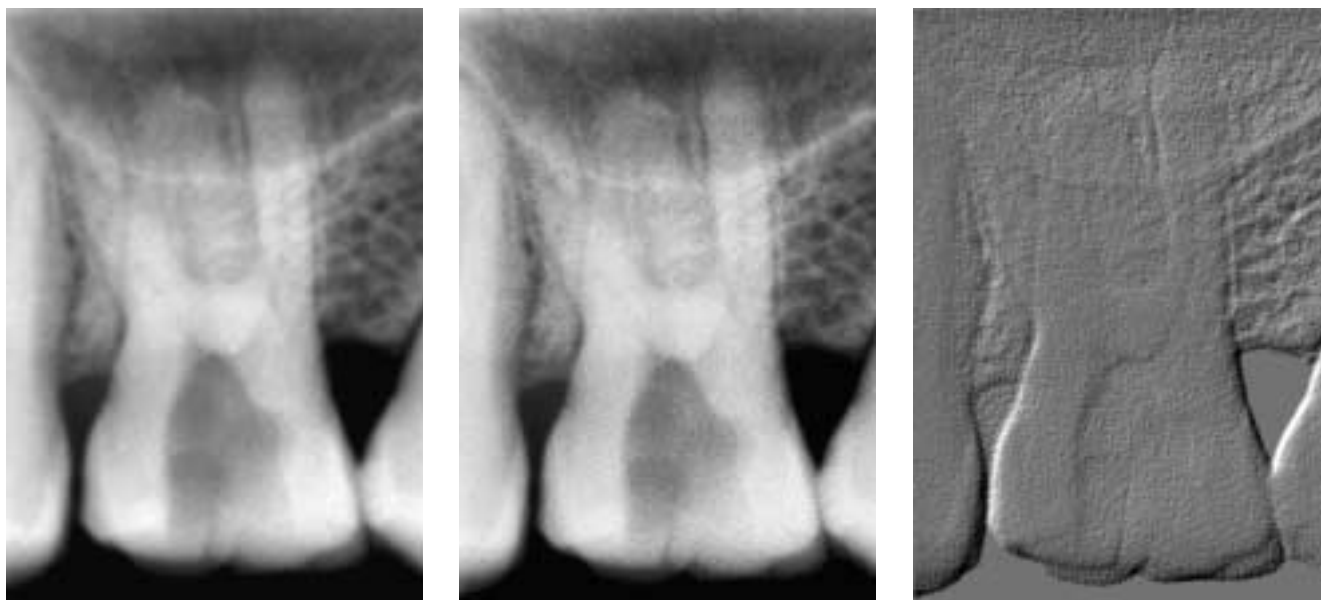


Abb. 5a bis c Lokale Filter verknüpfen die Pixelwerte eines Bildes mit denen der jeweiligen Nachbarn. Hierdurch kann eine Glättung (z. B. gleitender Mittelwert, a) oder eine Kantenverstärkung (z. B. Unsharp Masking, b) erreicht werden. Ebenso können mit einfachen diskreten Gradienten so genannte Reliefbilder (c) erzeugt werden

Abb. 6a und b Der Canny-Kantendetektor wurde auf das Ausgangsbild angewendet. Die recht dicken Kanten im isotropen Kantenbild (a) können in einem nachfolgenden Verarbeitungsschritt ausgedünnt werden. Nach einer Schwellwertbildung und einer Grauwertinvertierung erhält man schließlich ein Pixel breite schwarze Kanten auf hellem Grund (b)

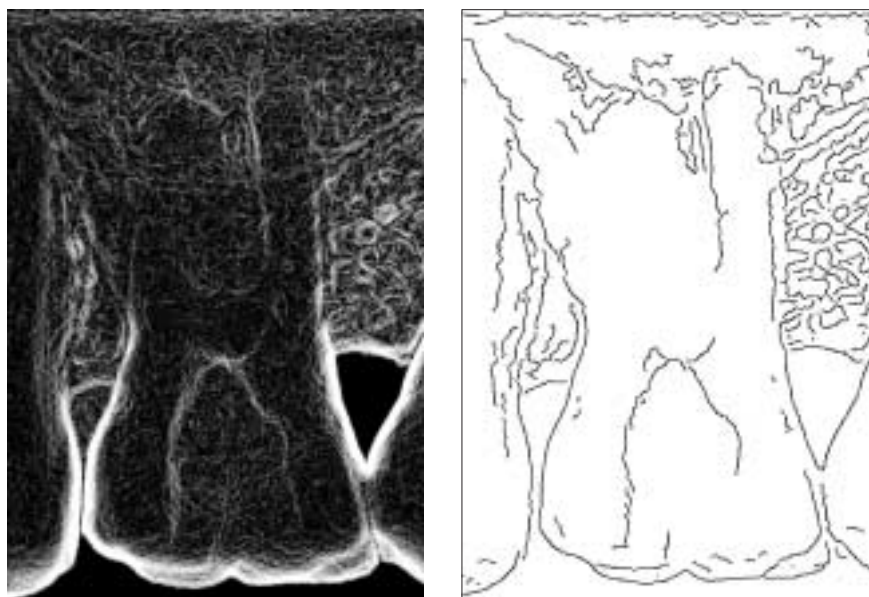
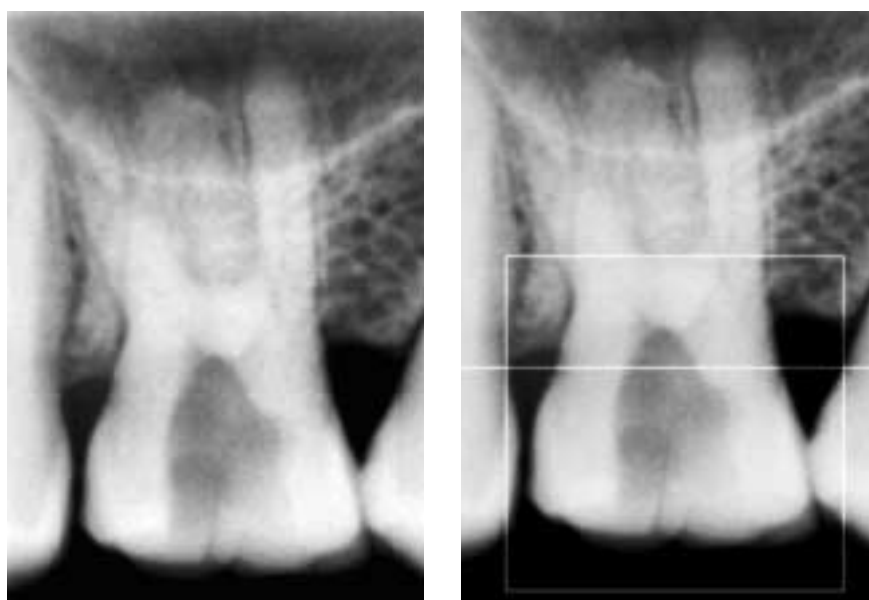


Abb. 7a und b Der nichtlineare Medianfilter ist in der Lage, tote Pixel und Zeilen zu eliminieren. In Abbildung 7a ist das Ergebnis der Medianfilterung von Abbildung 1a zu sehen, wobei die Markierungslinien in der Bilddatei enthalten waren. In Abbildung 7b ist das Ergebnis der linearen Rausch-Filterung desselben Bildes dargestellt. Hier sind die Artefakte aufgrund der überlagerten Linien zwar abgeschwächt, aber immer noch deutlich erkennbar



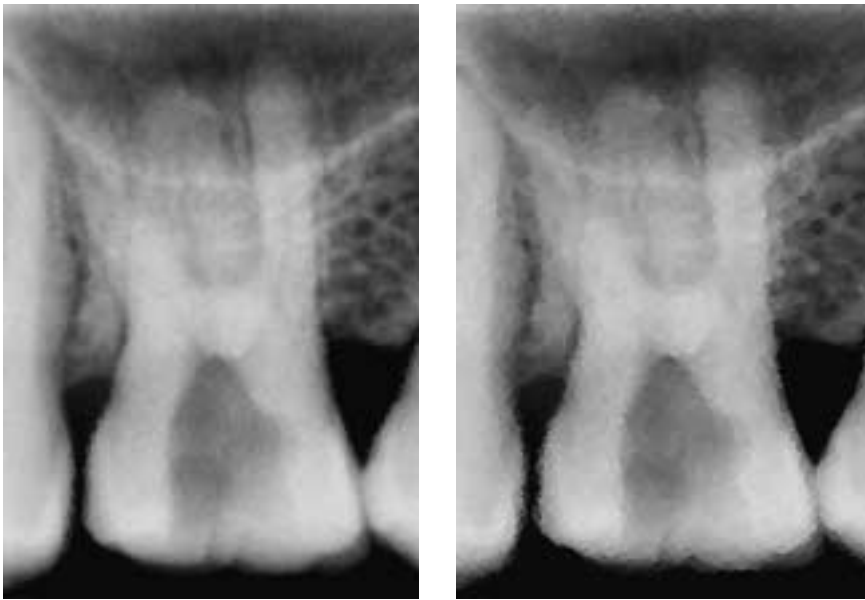


Abb. 8a und b Bei der lokal adaptiven Filterung wird an jeder Bildposition automatisch entschieden, ob eine Kante vorliegt, die verstärkt werden soll, oder ein homogener Bereich, der weiter geglättet werden soll. Das Ergebnis einer solchen Filterung ist nach einer (a) und nach zehn (b) Iterationen dargestellt. Trotz der Glättung und Rauschminderung weisen die Bilder eine erhebliche Kantenschärfe auf

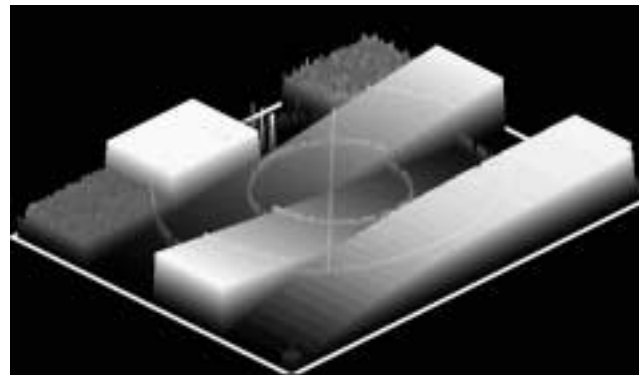
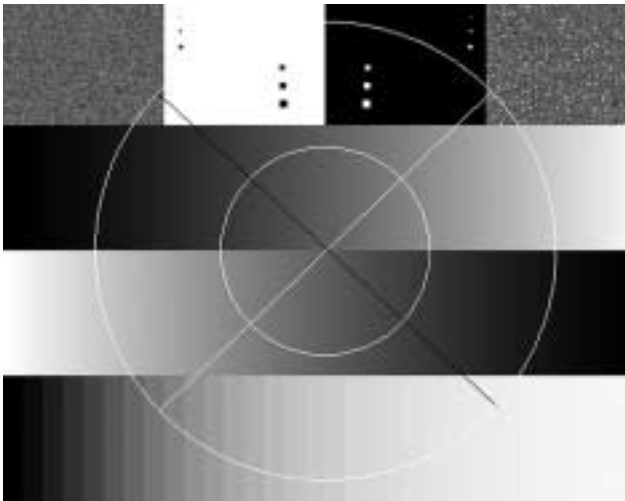


Abb. 9a und b Das Testbild (a) wurde speziell zur Identifikation von Bildverarbeitungsfunktionen entwickelt¹⁰. Das 3-D-Profilbild (b) wurde mit dem Programm von Trophy errechnet. Hier wird der logarithmische Verlauf des Stufenkeiles im unteren Bildbereich besonders deutlich

werden stattdessen die Grauwerte derselben Position aus zwei verschiedenen Bildern zu einem neuen Wert verknüpft.

Messungen

Messungen in Länge und Fläche benötigen eine Kalibrierung, d. h., eine bekannte Referenz muss mit dem bildgebenden System aufgenommen und im digitalen Bild manuell markiert werden. Dann muss die tatsächliche Strecke in Zentimetern eingegeben werden. Zu beachten ist, dass perspektivische Verzerrungen aufgrund der Zentralstrahlprojektion bei dieser Art der Messung nicht berücksichtigt werden können. Die vom System nach Kalibrierung ausgegebenen Maße beziehen sich immer auf eine Objektposition in der Ebene des Referenzobjektes. Dieser Effekt kann insbesondere bei solchen Bildstrukturen zu Messfehlern führen, die näher am Brennfleck der Röntgenröhre sind.

Annotationen

Weiterhin bieten die Programme die Möglichkeit, beliebige Annotationen dem Bild zu überlagern. Hierzu zählen Markierungspfeile, Kreise, Rechtecke sowie andere geometrische Strukturen, erläuternder Text und auch Implantatformen, mit denen die implantologische Operationsplanung unterstützt werden kann.

Testbild

Die Identifikation der von der jeweiligen Software eingesetzten Algorithmen erfolgte mit Hilfe eines speziell generierten Testbildes (Abb. 9a und b). Die verschiedenen Rauschprozesse im oberen Bildbereich dienen der Identifizierung linearer und nichtlinearer Filter. Mit den gegenläufigen Grauwertverläufen im mittleren Bereich wurden die Histogramm-basierten Bildoperationen bestimmt. Der stufenförmige Graukeil im unteren Bildbereich hat einen logarithmischen

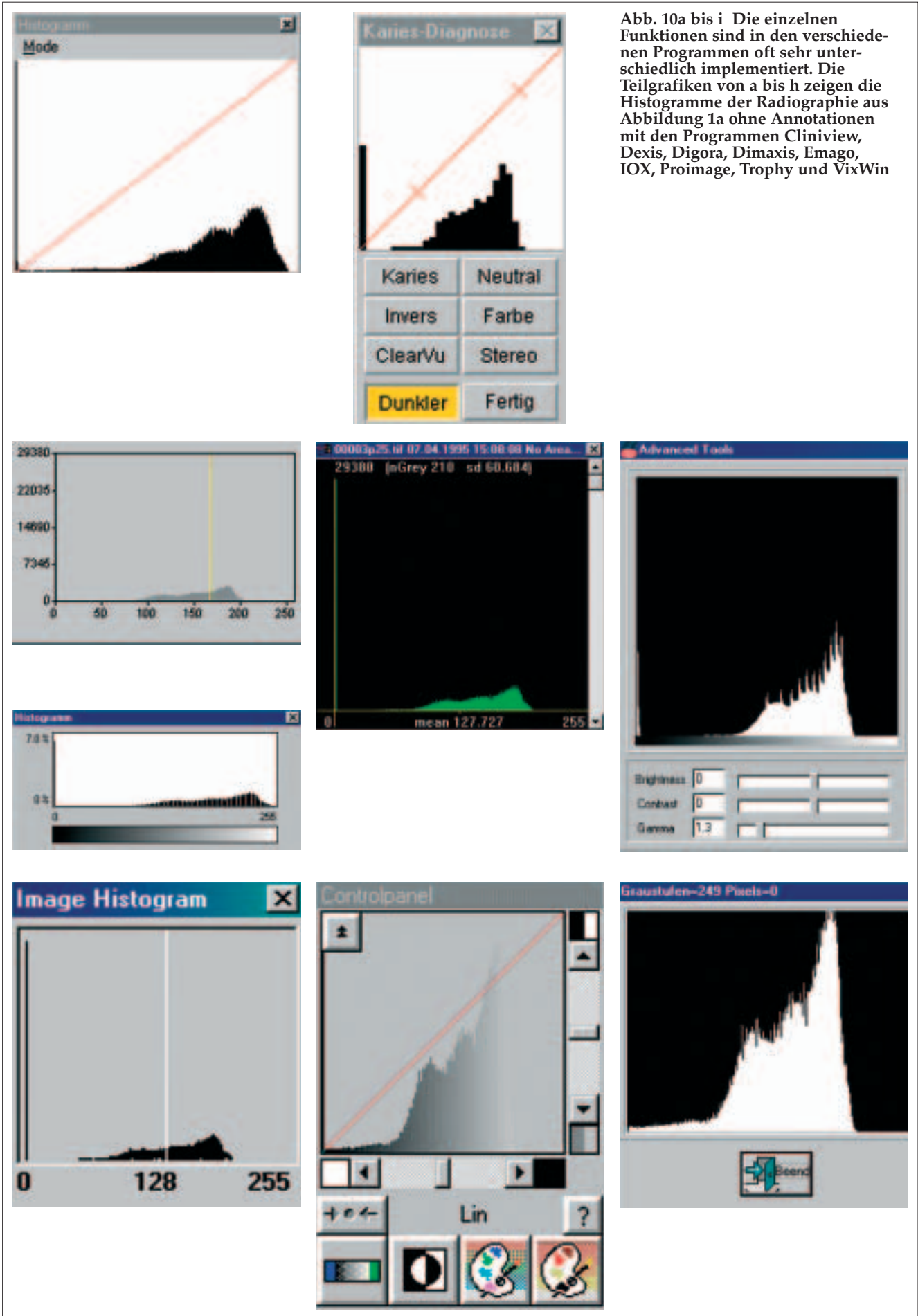


Abb. 10a bis i Die einzelnen Funktionen sind in den verschiedenen Programmen oft sehr unterschiedlich implementiert. Die Teilgrafiken von a bis h zeigen die Histogramme der Radiographie aus Abbildung 1a ohne Annotationen mit den Programmen Cliniview, Dexis, Digora, Dimaxis, Emago, IOX, Proimage, Trophy und VixWin

Tabelle 1 Softwaresysteme (BMP = Windows Bitmap, DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine, GIF = Graphics Interchange Format, JFIF = JPEG File Interchange Format, JPEG = Joint Photographic Experts Group, TGA = Truevision Targa, TIFF = Tagged Image File Format)

System		Hersteller oder Anbieter	
Software	Version	Name	Adresse
CDR	2.0 Demo	Schick Technologies, Inc.	31-00 47th Avenue Long Island City, NY 11101 USA
Cliniview	R 3.00	Instrumentarium Imaging	PO Box 20 Nahekelantie 20 SF-04301 Tuusula
Dexis	3.1.4	IC Med GmbH	Walther-Rathenau-Str. 4 D-06116 Halle/Saale
Digora	2.1 Rev 1 Demo	Orion Corporation Sorodex	PO Box 79 Nilsänkätö 10-14 SF-00511 Helsinki
Dimaxis	2.4.1	Planmeca GmbH	Mühlfelderstr. 66 D-82211 Hersching
Emago advanced	3.2	Stichting Oral Diagnostic Systems	c/o ACTA Oral Radiology Louwesweg 1 NL-1066 EA Amsterdam
Friacom Dental Office	2.4.183	Friadent GmbH	Steinzeugstr. 50 D-68229 Mannheim
IOX Image Viewer	2.2.0.10	Fimet OY	Teollisuustie 6 SF-07230 Monninkylä
multiXray	1.0 Q	Rapp Informatik Systeme GmbH	Rosenbühlstr. 24 D-89182 Bernstadt/Ulm
Proimage	3.1.0	Dent-X/Visiplex Medical Systems GmbH	Von-Braun-Str. 25 D-52511 Geilenkirchen
Sidexis	5.3	Sinora Dental Siemens GmbH	Fabrikstr. 31 D-64625 Bensheim
Trophy	4.1 h Demo	Trophy Radiologie GmbH	Gerbereistr. 7 D-77649 Kehl-Kork
VixWin 2000	1.4 Demo	Dentsply Gendex Dental Systeme	Hamburg Innovation Park Albert-Einstein-Ring 13 D-22761 Hamburg

	Voraussetzungen und Besonderheiten		
Homepage	Betriebs-system	Unterstützte Dateiformate	Variabler Installationspfad
www.Schicktech.com	Win 95/98 Win NT	BMP TGA TIFF	•
www.instrumentarium.fi/ imaging	Win 2000 Win NT	BMP JPG TIFF	•
www.ic-med.de	Win 2000 Win NT	DICOM TIFF	•
www.soredex.com	Win 95/98 Win 2000 Win NT 4	JFIF JPG TIFF	–
www.planmeca.de	Win 95/98 Win NT	BMP DICOM JPEG TIFF	–
www.radiology.acta.ne/ emago/emago.html	Win 3.1 Win 95/98 Win NT	BMP TGA TIFF	•
www.friadent.de	Win NT Win 2000 Linux	DICOM TIFF	•
www.fimet.fi	Win 98 SE Win 2000 Win ME	BMP	•
www.rapp-informatik.de	Linux RedHat 7.2	BMP DICOM GIF JPEG TGA TIFF	•
www.visiplex.de	Win 95/98	BMP GIF JPEG TIFF	•
www.sinora.de	Win 98 Win 2000 Win NT	JPEG TIFF	•
www.trophy-digital.de	Win 95/98 Win 2000 Win NT	JPEG TIFF	•
www.gendex.de	Win 95/98 Win 2000 Win NT 4	JFIF JPEG TIFF	–

Tabelle 2 Bildverarbeitung und -verbesserung

Bildverarbeitung und -verbesserung	CDR	Cliniview	Dexis	Digora	Dimaxis
Bilddarstellung					
Linienprofil (1-D)	•	–	–	–	•
Bild (2-D)	•	•	•	•	•
Oberflächenmodell (3-D)	–	–	–	–	–
Zoom	•	–	•	•	•
Spiegelung	•	•	–	•	•
Rotation	•	•	•	•	•
Pseudocolorierung	•	–	•	•	•
Histogramm-Transformation					
Anzeige des Histogramms	–	•	•	•	•
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	–	•	–	–	–

Verlauf und simuliert einen linearen Aluminium-Stufenkeil in der Röntgenaufnahme¹⁰.

Ergebnisse

MultiXray ist die einzige Software im Test, die nur auf dem Unix-Betriebssystem Linux installiert werden kann. Alle anderen Programme arbeiten unter Windows. Lediglich der IOX Image Viewer und

Proimage unterstützen Windows NT nicht, so dass sie unter Windows 98 installiert wurden. Fast alle Programme können Bilder in gängigen Formaten lesen und schreiben. Der IOX Image Viewer ist für den Import und Export auf das Windows BMP-Format beschränkt, wobei die Bilddateien immer eine Auflösung von 1.200 x 800 Bildpunkten mit 8 Bit = 256 Graustufen haben müssen (Tab. 1).

Tabelle 2 fasst den Leistungsumfang der Softwareprogramme zusammen. Zu beachten ist, dass hier

Starke Unterschiede im Funktionsumfang ergeben sich bei Winkel- und Flächenmessungen in den Bildern. Ebenso bieten nur wenige Programme die Möglichkeit, nichtlineare oder lokale Filterungen durchzuführen. Nur in Dexis und Emago können verschiedene Bilder zur Analyse zeitlicher Umbauprozesse miteinander verknüpft werden. Die hierfür meist notwendigen Algorithmen zur Registrierung beider Bilder werden jedoch nur von Emago angeboten¹⁰.

Diskussion

Aufgrund der zunehmenden Verbreitung der digitalen Radiographie in der zahnärztlichen Routine sind mittlerweile eine große Anzahl von Softwareprogrammen auf dem Markt, die dem Zahnarzt die Aufnahme, Speicherung und Organisation digitaler Röntgenbilder ermöglichen bzw. erleichtern sollen. Diese Programme bieten eine Vielzahl verschiedener Funktionen zur Bildverarbeitung und -verbesserung. Obwohl derartige Routinen mit eindeutigen Fachtermini bezeichnet werden könnten, wird in den Softwareprogrammen eine intuitive Beschreibung verwendet oder der Funktionsaufruf über mehr oder weniger intuitive Bildchen auf Schaltflächen bevorzugt (Abb. 10a bis i). Deshalb konnten diese Programme in ihrem Funktionsumfang bisher nicht miteinander verglichen werden. Ebenso wird dem Zahnarzt die Möglichkeit entzogen, eine direkte Kontrolle der angewendeten Filter durchzuführen. In manchen Fällen werden sogar falsche Bezeichnungen verwendet (z. B. berechnet die CDR-Software anstelle der angegebenen Äquivalenz eine Spreizung des Histogramms¹⁰).

Der in Tabelle 2 dargestellte Funktionsvergleich ist von prinzipiellem Charakter. In manchen Programmen sind nicht alle Operationen auf allen Arten von Bildern durchführbar. Ebenso konnten Details der Implementierung in Tabelle 2 nicht berücksichtigt werden. Die Abbildungen 10a bis i zeigen die Histogramm-Darstellungen aus den Programmen, die eine solche Funktionalität anbieten. Das zugrunde liegende Röntgenbild aus dem Seitenzahnbereich (Abb. 1a) hat eine hohe Anzahl schwarzer Pixel in den Sensorbereichen, die nicht durch ausreichend Gewebe abgedeckt wurden. Dieser hohe Anteil wird nur in den Darstellungen der Abbildungen 10b, 10f, 10h und 10i ausreichend kompensiert. Die Farbdarstellung in Abbildung 10h,

bei der die Histogramm-Kurve in der entsprechenden Farbe des Grauwertes auf einem wiederum grauen Hintergrund dargestellt wird, ist in Teilen überhaupt nicht lesbar.

Weiterhin ist die Benutzbarkeit der verschiedenen Programme unterschiedlich (Tab. 2, letzter Block). Nicht immer können verschiedene Bildtransformationen und Filter miteinander verknüpft werden. In manchen Programmen besteht lediglich die Möglichkeit, eine Filterung an- und wieder auszuschalten. Auch die lokale Eingrenzung einer Operation auf einen manuell vorgegebenen Bildausschnitt (region of interest, ROI) ist nur mit wenigen Programmen möglich. Die essenziell wichtigen Undo- und Reset-Funktionen sind lediglich bei Sidexis und WinVix200 vollständig vorhanden.

Obwohl das bisher häufig verwendete TIFF-Format aufgrund von Zweideutigkeiten und Dialekten zu Inkompatibilitäten führen kann, wird das DICOM-Dateiformat bislang nur von wenigen Herstellern unterstützt (Tab. 1). Gleichwohl ist davon auszugehen, dass in Zukunft der Austausch von Bildern auch in der zahnärztlichen Praxis eine stärkere Bedeutung bekommen wird. Erweiterte Möglichkeiten zur Kommunikation von Bilddaten zwischen einzelnen Programmen werden dann dazu führen, dass die Wahl einer bestimmten Hardware zur digitalen Radiographie nicht mehr zwangsläufig auch die Wahl einer bestimmten Darstellungs- und Verwaltungssoftware bedingt. Deshalb werden Hersteller die Qualität und Quantität der Werkzeuge zur Bildbearbeitung und -analyse in ihren Programmen verbessern müssen.

Eine gute Richtschnur für notwendige und vor allem auch diagnostisch sinnvolle Funktionalität wurde von den amerikanischen National Institutes of Health gegeben. Die dort bereitgestellten Programme NIH-Image (<http://rsb.info.nih.gov/nih-image>) und ImageJ (<http://rsb.info.nih.gov/ij>) sind Public-Domain-Tools zur Bildverarbeitung und -analyse, die speziell für medizinische Anwendungen entwickelt wurden. Selbstverständlich müssen weitere Untersuchungen und Studien durchgeführt werden, um die Wirksamkeit von Bildveränderungen für die verschiedenen diagnostischen Fragestellungen in der Zahnheilkunde zu belegen¹¹. Um dies zu unterstützen, müssen die Softwareanbieter internationale Namenskonventionen in ihren Programmen künftig berücksichtigen.

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. *Araki, K., Endo, A., Okano, T.*: An objective comparison of four intra-oral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. *Dentomaxillofac Radiol* 29, 76-80 (2000).
4. *Clark, F.J.J., Leonhard, J.K.*: Proposal for a standardized continuous pseudo-color spectrum with optimal visual contrast and resolution. *Proceedings of the 3rd International Conference on Image Processing and its Applications, Warwick 1989*, pp 687-691.
5. *Eickholz, P., Kolb, I., Lenhard, M., Hassfeld, S., Staehle, H.J.*: Digital radiography of interproximal caries: effect of different filters. *Caries Res* 33, 234-241 (1999).
6. *Eickholz, P., Riess, T., Lenhard, M., Hassfeld, S., Staehle, H.J.*: Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol* 26, 294-300 (1999).
7. *Lehmann, T.M., Gröndahl, H.G., Benn, D.*: Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 29, 323-346 (2000).
8. *Lehmann, T.M., Hiltner, J., Handels, H.*: Medizinische Bildverarbeitung. In: *Lehmann, T.M., Meyer zu Bexten, E.* (Hrsg.): *Handbuch der Medizinischen Informatik*. Hanser, München 2002, S. 339-414.
9. *Lehmann, T.M., Kaser, A., Repges, R.*: A simple parametric equation for pseudocoloring grey scale images keeping their original brightness progression. *Imag Vis Comp* 15, 251-257 (1997).
10. *Lehmann, T.M., Troeltsch, E., Spitzer, K.*: Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. *Dentomaxillofac Radiol* 31, 249-256 (2002).
11. *Mol, A.*: Digital quantitative radiology: tools and toys. *Dentomaxillofac Radiol* 28, 328-329 (1999).
12. *Moystad, A., Svanaes, D.B., Risnes, S., Larheim, T.A., Gröndahl, H.G.*: Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 25, 202-206 (1996).
13. *Welander, U., Eklund, I., Tronje, G., McDavid, W.D., Dove, S.B., Mähler, R.* et al.: Color coding of radiographic changes over time by means of image addition. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 78, 531-538 (1994).
14. *Wenzel, A.*: Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. *Int Dent J* 43, 99-108 (1993).
15. *Wenzel, A., Moystad, A.*: Experience of Norwegian general dental practitioners with solid state and storage phosphor detectors. *Dentomaxillofac Radiol* 30, 203-208 (2001).

