

Quintessenz



Focus Zahnmedizin

Zahnärztliche Röntgenologie

Beiträge aus der Quintessenz

Fachliche Koordination:

Dirk Schulze

Chefredaktion:

Michael J. Noack

Quintessenz Verlags-GmbH

Berlin, Chicago, Tokio, Barcelona, Istanbul, London, Mailand, Moskau,
Neu-Delhi, Paris, Peking, Prag, São Paulo, Seoul, Warschau





Bibliografische Information der Deutschen Bibliothek
Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.



Copyright © 2009 by Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin

Dieses Buch enthält die Fachbeiträge des September-Heftes 2007 der Zeitschrift „Die Quintessenz“ mit dem Themenschwerpunkt Zahnärztliche Röntgenologie.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Geräten.

Druck und Bindung: Bosch Druck GmbH, Landshut-Ergolding

ISBN: 978-3-938947-25-8

Printed in Germany

Vorwort

Mit der Reihe „Quintessenz Focus“ konzentriert der Verlag seine Aktivitäten und bündelt interessante Themen in einer Publikation. Ich bin hocheifrig darüber, dass die bildgebende Diagnostik den Weg für andere Bände bereiten darf, spiegelt dies doch das enorme Interesse an neuen Techniken und Verfahren sowie an deren Umsetzung in der Praxis wider.

Eigentlich müsste das Thema des vorliegenden Bandes statt „Röntgenologie“ ja eher „bildgebende Verfahren“ lauten, aber viele Kolleginnen und Kollegen können sich unter diesem Begriff nur wenig vorstellen. Denn der Terminus „Röntgenologie“ bezieht sich in der Regel auf Projektionsradiographien, also in unserem Fach auf Zahn- und Schädelaufnahmen. Vor ca. 10 Jahren ist als neue Modalität die dentale digitale Volumentomographie hinzugetreten, die auch als Schnittbildverfahren bezeichnet wird. Deshalb wäre es korrekter, von „bildgebenden Verfahren“ zu sprechen. Das Fach hat sich gewandelt, wie wir alle bemerkt haben. Zu der von vielen angekündigten digitalen Revolution ist es zwar (noch) nicht gekommen, aber gerade in den letzten Jahren konnten sich digitale Aufnahmeverfahren in der Zahnmedizin etablieren. Neben diversen Festkörpersensoren hat auch die Speicherfolienradiographie einen erheblichen Beitrag zur Digitalisierung unserer Arbeitswelt geleistet. In der Praxis steht man häufig vor der Wahl und fragt sich, welches System das bessere ist. Ungeachtet einer Vielzahl von wissenschaftlichen Publikationen und der üblichen Verlautbarungen seitens der Industrie wird eine Kaufentscheidung auch häufig aus dem Bauch heraus getroffen. Derzeit haben alle digitalen Systeme ihre Daseinsberechtigung, und es gibt qualitativ hervorragende Lösungen, die sich zudem vernünftig in die Arbeitsabläufe einer Praxis integrieren lassen. Allerdings werden auch Systeme angeboten, deren Qualität und Stabilität hinsichtlich der Reproduzierbarkeit zumindest in Frage gestellt werden dürfen.

Im Editorial der Schwerpunktausgabe habe ich damals bemängelt, dass die Diskussion um digitale bildgebende Verfahren an und für sich nicht den Kern der Sache beleuchtet. In der Tat arbeiten noch viele Praxen mit konventionellen, also filmgebundenen Systemen. Ihr Anteil nimmt jedoch stetig ab. Auch musste ich mich bezüglich der Handentwicklung eines Besseren belehren lassen.

Wir dürfen gespannt sein, welche Neuerungen die IDS bringt. Allerdings haben die technischen Neuerungen bereits jetzt nachhaltig unsere diagnostische Leistungsfähigkeit verbessert. Unsere Hauptaufgabe besteht daher nicht in der Integration immer neuer Geräte, sondern in der Übertragung der neuen diagnostischen Erkenntnisse in die Therapie.

Alle Interessierten darf ich weiterhin aufrufen, der Arbeitsgemeinschaft Röntgenologie in der DGZMK beizutreten (www.aroo.org), um der bildgebenden Diagnostik endlich den Stellenwert zu verleihen, den sie meiner Ansicht nach verdient.

Stellvertretend für meine Kollegen, die diesen Band mit ihren Beiträgen gestaltet haben und denen dafür natürlich ein besonderer Dank gebührt, wünsche ich Ihnen viel Freude bei der Lektüre und hoffe auf eine lebhaftige Resonanz.

Ihr

Priv.-Doz. Dr.
Dirk Schulze, Freiburg i. Br.
Mitglied der Fachredaktion





Inhaltsverzeichnis

Ralf Schulze Zahnärztliches Röntgen im Jahr 2007	1
Klaus Ewen Strahlenschutz und Dosis in der zahnmedizinischen Röntgendiagnostik	13
Robert Mischkowski, Philipp Scherer, Jörg Neugebauer, Lutz Ritter, Martin Scheer, Joachim E. Zöllner Digitale Volumentomographie: Perspektiven auch für den Generalisten?	21
Rainer Haak, Jakob Rosenbohm, Michael J. Noack, Michael J. Wicht Röntgenologische Kariesdiagnostik und Therapieentscheidung	31
Edgar Hirsch Digitale Volumentomographie in der Endodontie und Parodontologie	43
Jens Johannes Bock Moderne kephalometrische Analysen in der Kieferorthopädie	47
Bastian A. Schmied, Dirk Schulze Bilddatenarchivierung in der Zahnheilkunde	55
Jonathan Fleiner, Dirk Schulze Digitaler Bilddatenversand – Beschreibung von Standards und gesetzlichen Bestimmungen	63
Klaus Wiedhahn Praxiskonzept mit digitaler Röntgentechnik	71
Margrit-Ann Geibel Häufige und seltene Befunde in der Panoramaschichtaufnahme – Ein diagnostisches Quiz	79

Zahnärztliches Röntgen im Jahr 2007

Ralf Schulze, Priv.-Doz. Dr. med. dent.

Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie
Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinikum der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Augustusplatz 2, 55131 Mainz
E-Mail: rschulze@mail.uni-mainz.de

Indizes

Zahnärztliche Röntgentechnik, filmbasiertes Röntgen, digitale Röntgentechnik, Computertomographie, digitale Volumentomographie

Zusammenfassung

Zu Beginn der 1990er Jahre begann nach Einführung der digitalen Technik im zahnärztlichen Röntgen deren immer noch fortdauernde Weiterentwicklung. Während die konventionelle Filmtechnik im selben Zeitraum kaum mehr technische Fortschritte machte, führte die Digitalisierung zu einer kompletten Umstrukturierung im Fachgebiet. Dies gilt umso mehr, als in den letzten Jahren auch moderne dreidimensionale Techniken zunehmend Einzug gehalten haben. Der Beitrag fasst den aktuellen technischen Stand sowohl im filmbasierten als auch im digitalen Röntgen zusammen, wobei u. a. auf die technischen Grundlagen moderner dreidimensionaler Verfahren eingegangen wird.

Einleitung

In wohl kaum einem anderen Bereich der zahnärztlichen Tätigkeit haben sich im letzten Jahrzehnt derart einschneidende Veränderungen ergeben wie im zahnärztlichen Röntgen. Nicht nur eine seit 2003 erheblich veränderte nationale Gesetzeslage²³ (Röntgenverordnung [RöV], Abb. 1) mit den dazugehörigen Richtlinien, sondern auch fundamentale Änderungen der gesamten Röntgentechnik nach Einführung der digitalen Systeme führen zur Notwendigkeit einer kompletten Neuorientierung und Neubewertung der zahnärztlichen Röntgentätigkeit. Dieser Trend wird durch den derzeit feststellbaren Einzug dreidimensionaler Röntgentechnik in Form der dentalen digitalen Volumentomographie noch weiter verstärkt, da mit dieser in der zahnmedizinischen Fachkunde¹⁴ definierten Geräteklasse ein völlig neues diagnostisches Spektrum abgedeckt werden kann.

Betrachtet man nun das Röntgen in der Zahnheilkunde im Licht der neuen rechtlichen und vor allem technischen Rahmenbedingungen, so erscheint eine Standortbestimmung durchaus angebracht. Diese kann jedoch selbstverständlich nur die gegenwärtige Situation wirklich abbilden, da gerade die technischen Änderungen einer großen Innovationsgeschwindigkeit unterliegen. Im Folgenden soll daher der aktuelle Stand im zahnärztlichen Röntgen inklusive der 3-D-

Techniken im Jahr 2007 im Hinblick auf die derzeitigen technischen Möglichkeiten zusammenfassend dargestellt werden.



Abb. 1 Die 2003 rechtswirksam gewordene novellierte Röntgenverordnung in kommentierter Version



Abb. 2 Typisches dentales Tubusgerät mit Rechtecktubus zur Feldeingrenzung. Hierdurch verringert sich die Strahlenbelastung um ca. 50 %!



Abb. 3 Aufnahme mit CCD-Festkörpersensor in Rechtwinkeltechnik. Zu beachten ist die über den Sensor gezogene Schutzhülle zur Vermeidung von Kontamination

Etablierte zahnärztliche Röntgentechniken

Dentale Tubusgeräte (Abb. 2) und Panoramaschichtgeräte sind nach wie vor die am weitesten verbreiteten zahnärztlichen Röntengeräte. Da beide Techniken sich bereits seit mehreren Jahrzehnten bewährt haben, soll hier nur in aller Kürze darauf eingegangen werden. Intraorale Aufnahmen (Abb. 3) stellen vor Einführung der Panoramaschichttechnik die nahezu alleinige Grundlage zahnärztlicher Röntgendiagnostik dar. Hier waren außer Veränderungen an den Tubuslängen oder technischen Weiterentwicklungen an Röhren und Bildempfängern im letzten Jahrzehnt kaum wesentliche Neuerungen zu beobachten.

Die Panoramaschichtaufnahme bildet vermutlich auch noch in Zukunft, jedoch wohl vermehrt in ihrer digitalen Ausführung, die Übersichtsaufnahme für die zahnärztlich-röntgenologische Diagnostik. Bei dieser Technik werden die zahntragenden Kieferabschnitte sowie die sagittal, kranial und kaudal davon liegenden angrenzenden anatomischen Strukturen durch eine gezielte lineare Bewegung von Röhre und Bildrezeptor um den Patientenkopf herum relativ scharf, alle anderen Strukturen im Strahlengang aber unscharf und verwischt dargestellt. Daher rührt auch die Bezeichnung „lineare Verwischungstomographie“. Aufgrund der jedoch immer vorhandenen, systembedingt geringen Bewegungsunschärfe erreicht die Aufnahme keinesfalls den Detailreichtum intraoraler Projektionsaufnahmen. Da jedoch eine erheblich größere anatomische Region dargestellt wird, ist sie als Übersichtsaufnahme für die Zahnmedizin erste Wahl²⁴.

In den letzten Jahren wurde der Schichtverlauf der Geräte immer mehr an den individuellen Patienten angepasst, was zu teilweise erheblich schärferen Aufnahmen bei gleichzeitig weniger Artefakten führte. Auch konnte durch Einfüh-

rung von Belichtungsautomatiken die Dosis der Aufnahmeart weiter gesenkt werden. Selbstverständlich existieren das intraorale Röntgen und die Panoramaschichtaufnahme sowohl in filmbasierter und auch in digitaler Form.

Filmbasiertes Röntgen

Im Bereich des Filmröntgens haben sich in den letzten Jahren keine dramatischen Verbesserungen mehr ergeben. Die höchste Filmempfindlichkeit der Klasse F wurde in den späten 1990er Jahren von der Firma Kodak in den Markt eingeführt. Mit diesem Film konnte die Expositionszeit im Vergleich zu den bis dahin in Deutschland dominierenden Filmen der Empfindlichkeitsklasse E um 20 % reduziert werden^{4,12,22}. Trotz dieser mit einer deutlichen Dosisreduktion einhergehenden Verbesserung zeigten sich in mehreren Studien keine signifikanten Unterschiede in der diagnostischen Wertigkeit im Vergleich zum E-Speed-Film z. B. für die Kariesdiagnostik^{13,20}. Wichtig zum weiteren Verständnis der Techniken ist die Tatsache, dass auch der Röntgenfilm technisch betrachtet nichts anderes als ein Messgerät ist, welches die Menge an einfallenden Röntgenquanten ortsbezogen misst. Hierbei wird der Messwert als Schwärzungsgrad dargestellt.

Der Film war über Jahrzehnte der weltweite Standard als Mess- und Betrachtungsgerät im diagnostischen Röntgen. Es erscheint nur logisch, dass die im letzten Jahrzehnt zunehmend in den Vordergrund getretene digitale Technik sich an diesem Standard messen lassen muss. Zur Einschätzung der technischen Qualität einer Röntgenaufnahme werden neben der Dosiseffizienz vor allem die optische Auflösung (Abb. 4), die Graustufenauflösung (Abb. 5) sowie das Signal-Rausch-Verhältnis herangezogen.



Abb. 4 Porträt von *Wilhelm Conrad Röntgen*: links in sehr geringer optischer Auflösung (große Pixel), rechts in hoher optischer Auflösung (kleine Pixel)



Abb. 5 Graustufenauflösung bei 5 bit, d. h. $2^5 = 32$ Graustufen. Schwarz (ganz rechts) hat per definitionem unabhängig von der Speichertiefe immer den Wert 0

Moderne Filme weisen eine sehr hohe optische Auflösung auf, d. h., sie sind sehr detailreich und können extrem kleine Strukturen noch darstellen. Die Graustufenauflösung ist theoretisch ebenfalls sehr gut, da ein Röntgenfilm in der Theorie nahezu unbegrenzt viele Grauwertabstufungen kodieren könnte. Das Problem hierbei ist jedoch die Erkennung dieser Graustufen durch den Menschen, da sie sozusagen in nicht gut zugänglicher Form auf dem entwickelten Film abgespeichert sind und das menschliche Auge nur relativ wenige Graustufen erkennen kann¹³. Das Rauschen an sich, d. h. das ungewollte Signal, welches nicht zur gewünschten Bildinformation beiträgt, lässt sich bei Filmaufnahmen nicht einfach quantitativ bewerten.

Moderne Film-Verstärkerfolien-Kombinationen der Empfindlichkeitsklasse ≥ 200 führten zusätzlich zu einer weiteren Dosisreduktion.

Aufgrund des bereits über viele Jahrzehnte laufenden Prozesses der Weiterentwicklung von Filmentwicklungsautomaten bestand schon in den 1980er Jahren ein technischer Stand, der sich von dem heutigen kaum mehr unterscheidet. Wirklich innovative Neuerungen waren auf diesem Gebiet in den letzten Jahren nicht mehr festzustellen. Es hielten lediglich immer mehr umweltschonende Technologien im Umgang mit den Chemikalien in den Prozess Einzug.

Analoge Betrachtungsgeräte

Zur Befundung verwendete Filmbetrachtungsgeräte müssen nach der Qualitätssicherungsrichtlinie¹⁵ auch in der Zahnheilkunde einer Abnahmeprüfung unterzogen werden. Außerdem sind die Geräte hinsichtlich ihrer Verwendung nach Befundung bzw. Betrachtung zu kennzeichnen¹⁵.

Die digitale Röntgentechnik

In den 1980er Jahren wurde unter dem Begriff „Radiovisiographie“^{11,10} die digitale Röntgentechnik im Sinne einer wirklich revolutionär anderen Technik in die zahnärztliche Röntgendiagnostik eingeführt. Sucht man eine Definition des Begriffes, so kann man unter digitalem Röntgen die Akquisition von Röntgenaufnahmen mit (halbleiterbasierten) Messgeräten sowie die Verarbeitung und Darstellung von Röntgenbildern mit Hilfe der Computertechnologie verstehen. Durch den Einsatz der digitalen Technik wird eine schnelle, effiziente Verarbeitung großer Datenmengen möglich.

Wichtig zum Verständnis digitaler Datenverarbeitung ist die an sich triviale Feststellung, dass die Verarbeitung erst durch das Vorliegen mathematisch zugänglicher Datenformate, nämlich dieser digitalen Daten, möglich wird. Dies ist ein grundsätzlicher Unterschied zum Filmröntgen, wo die Daten (der entwickelte Film) eben in keiner Form vorliegen, die einer weiteren sinnvollen Verarbeitung noch zugänglich ist. Durch Anwendung geschickter mathematischer Operationen lassen sich in den digitalen Daten vorhandene Informationen explizit hervorheben und darstellen. Leider kann hier aus Platzgründen nicht näher auf das zukunfts-trächtige Kapitel der digitalen Bildverarbeitung eingegangen werden (Abb. 6).

Im Gegensatz zum Filmröntgen ist bei der digitalen Technik das Messgerät vom Darstellungsgerät entkoppelt. Damit werden auch für die Darstellung der Röntgenaufnahmen vielfältige neue Möglichkeiten eröffnet. Im Folgenden sollen neben einer kurzen Einführung in die Grundlagen digitaler Technik die derzeit verfügbaren technischen Lösungen im Bereich der digitalen zahnärztlichen Röntgentechnik näher erläutert werden.

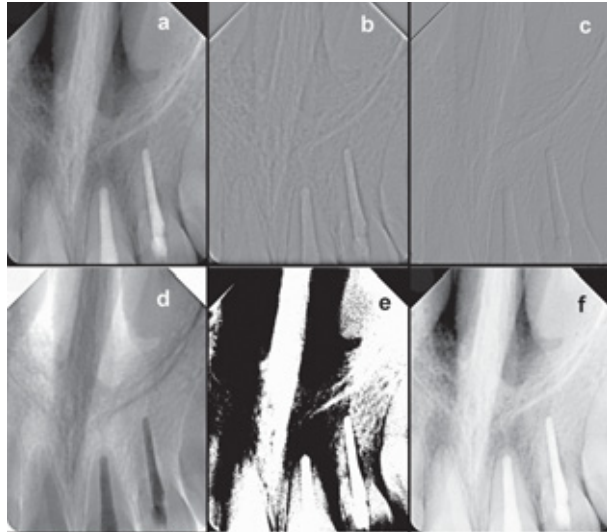


Abb. 6 Originalbild (a) sowie verschiedene frequenz- (b, c) und grauwertbasierte (d, e, f) Filter als beliebige Beispiele aus einer unendlich großen Anzahl digitaler Bildverarbeitungsmöglichkeiten

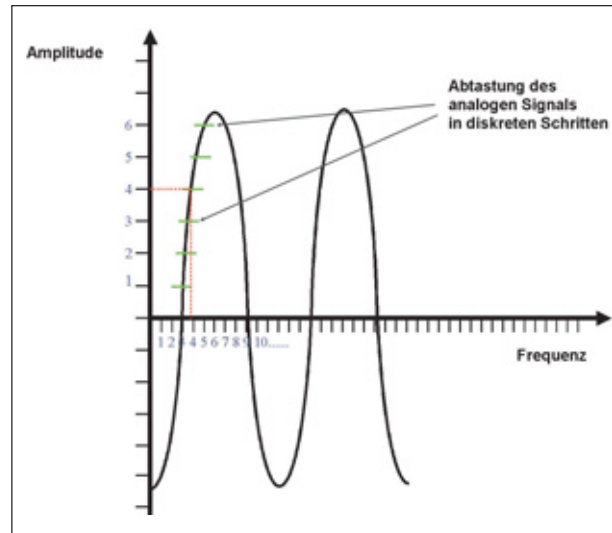


Abb. 7 Ein typisches periodisches analoges Signal wird diskret abgetastet (gemessen), und die so erhaltenen Messwerte werden digitalisiert, d. h. in den binären Code (logische Folge von nur zwei Ziffern: 0 und 1) übersetzt. Beispiel: Misst man, wie im hier angeführten Beispiel, den analogen Amplitudenwert 6 zu einem Zeitpunkt 5, so erhält man als binäre Zahl für den Amplitudenwert 6 = 110 ($1 \cdot 2^2 + 1 \cdot 2^1 + 0 \cdot 2^0$) zum Zeitpunkt 5 = 101 ($1 \cdot 2^2 + 0 \cdot 2^1 + 1 \cdot 2^0$)

Die Bedeutung des Begriffes „digital“

Betrachtet man ein analoges Signal (Abb. 7), so ist dieses in der Regel durch wellenförmige Schwingungen repräsentiert. Ein Beispiel sind die elektromagnetischen Wellen im hörbaren Bereich. Wird ein solches analoges Signal mit Hilfe eines Analog-Digital-Wandlers in ein digitales übersetzt, so wird das Signal an bestimmten vordefinierten Punkten (Abb. 7) abgetastet (diskretisiert), und die so erhaltenen Messpunkte werden in das binäre Zahlensystem übersetzt. Hier gibt es nur zwei Zustände/Ziffern, nämlich 0 und 1, im Computer repräsentiert durch die Schalterstellung „Strom aus“ bzw. „Strom ein“. Ursprünglich stammt der Begriff „digital“ aus dem Lateinischen („Digitus“ = Finger) und kommt vom Abzählen an den Fingern. Eine Informationseinheit, d. h. ein „bit“, besteht aus $2^1 = 2$ Zuständen. Ein Byte umfasst 8 bit, d. h. eine achtstellige Binärzahl. Diese Zahl ist auch für die so genannte Speichertiefe der digitalen Aufnahmen von Bedeutung. Bei den typischen digitalen zahnärztlichen Röntgenaufnahmen wie Intraoral- oder Panoramaschichtaufnahmen sind 8 bit Standard, was einer Graustufenauflösung (Beispiel vgl. Abb. 5) von $2^8 = 256$ entspricht (schwarz = 0, weiß = 255). Computertomographen arbeiten jedoch mit bis zu 16 bit ($2^{16} = 65.536$ Graustufen), was für die Berechnung des Datensatzes durchaus fundamentale Bedeutung hat. Kurz zusammengefasst ist die digitale Datenverarbeitung ein geschickter Trick, Signale aus unserer Welt in eine mathe-

matisch einfach verarbeitbare Form zu übersetzen und die sich daraus ergebenden Möglichkeiten der mathematischen Manipulation zur maximalen Ausbeutung der durch das Signal transportierten Information sinnvoll auszunutzen.

Digitale Röntgenbildbefundung – Monitore

Nach der Qualitätssicherungsrichtlinie zur RöV muss ein Monitor in jeder Praxis als Befundungsmonitor gekennzeichnet und einer Abnahmeprüfung sowie regelmäßigen Konstanzprüfungen unterzogen werden¹⁵. Dies erscheint sinnvoll in Anbetracht der Tatsache, dass der Goldstandard zur Betrachtung digitaler Röntgenbilder derzeit der Monitor ist. Alle anderen Monitore in der Praxis sind lediglich als Betrachtungsgeräte anzusehen und daher keinen gesonderten Qualitätssicherungsmaßnahmen (SMPTE-Testbild, Abb. 8) zu unterziehen. Die meisten Thin-Film-Transistor- (TFT-) und Kathodenstrahl-Röhren-Monitore erfüllen die in der o. g. Richtlinie detaillierten Anforderungen. Allerdings sollte bei einem Kauf bedacht werden, dass eine Abnahmeprüfung notwendig ist und diese selbstverständlich nur von entsprechenden Sachverständigen durchgeführt werden kann.

Derzeitige Computermonitore können nur 256 Graustufen darstellen. Dies bedeutet jedoch nicht unbedingt, dass Information verloren geht. Im Gegenteil, durch Verschiebung der jeweils interessierenden Graustufen in das Grauwertfenster

des Monitors kann diese Information dem Betrachter sukzessive dargestellt werden. Das ist übrigens ein bereits 1989 von den Pionieren *Mouyen, Benz, Sonnabend* und *Lodter*¹⁰ erkannter großer Vorteil der digitalen Röntgenaufnahmen gegenüber den konventionellen, filmbasierten. Auf Letzteren können nur die jeweils auf dem Film nach der Entwicklung tatsächlich abgebildeten Graustufen gesehen werden. Auch wenn man z. B. die Hintergrundbeleuchtung variiert, d. h. das vorhandene Spektrum aufhellt, bleiben dennoch die Graustufeninformationen an sich gleich. Zum Vergleich: Das menschliche Auge ist bei am Bildschirm betrachteten natürlichen Szenen in der Lage, ungefähr 60 bis 80 Graustufen zu unterscheiden¹³ (vgl. Abb. 5).

Digitale Bildempfänger

Festkörpersensoren

Diese Technik basiert auf Halbleiterelementen, die in einem regulären Raster angeordnet sind (Abb. 9). In der Zahnheilkunde verwendete Festkörpersensoren (Beispiel: Abb. 10 und 11) arbeiten nahezu ausschließlich nach dem Prinzip der indirekten digitalen Radiographie. Aufgrund der hohen Empfindlichkeit (Quanteneffizienz) der Halbleiter wird hier die hochenergetische (kurzwellige) Röntgenstrahlung mit

Hilfe eines auf Fluoreszenz basierenden „Szintillators“ zuerst in sichtbares Licht umgewandelt. Dadurch wird der Halbleiter geschützt, da er lediglich die niedriger energetischen Wellenlängen sichtbaren Lichtes detektieren muss. Aus dem medizinischen Bereich sind jedoch auch so genannte High-Density (HD)-Sensoren bekannt, z. B. die relativ verbreiteten amorphen Selendetektoren.

Im zahnärztlichen Röntgen werden am häufigsten die auch in der Fotografie verwendeten Charged-Coupled-Device (CCD)-Sensoren eingesetzt (Abb. 10 und 11). Auf dem deutschen Markt seltener vertreten ist die Gruppe der Complementary-Metal-Oxide-Semiconductor (CMOS)-Sensoren. Unabhängig vom Sensortyp ist das Messprinzip stets gleich: Einfallende Photonenenergie wird proportional in Ladungen (Elektronen) umgewandelt und als Stromfluss über ein Kabel abgeleitet. Vereinfacht betrachtet unterscheiden sich die Sensortypen in der Art und Weise, wo und wie das analoge Stromsignal abgenommen wird. Jedes einzelne Halbleiterelement des Sensors ist für sich betrachtet ein Messgerät und in der Regel als quadratische Einheit innerhalb des Rasters (vgl. Abb. 9) angeordnet.

Das Signal (d. h. die gezählten Photonen) wird später auf dem Monitor ebenfalls Bildpunkt für Bildpunkt im selben Raster dargestellt. Daher werden die einzelnen Elemente als Pixel (englisches Akronym aus „Picture Element“) bezeichnet.

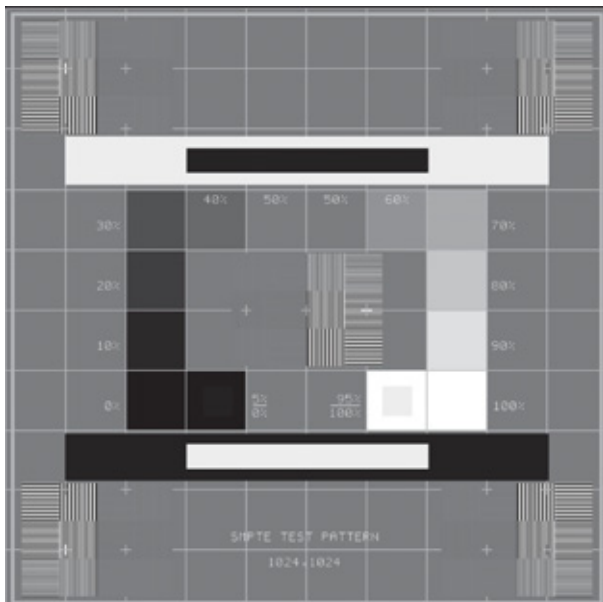


Abb. 8 SMPTE-Testbild, das auch für die täglichen und monatlichen Konstanzprüfungen des Befundungsmonitors Verwendung findet. Getestet werden Abbildungsgeometrie, optische Auflösung, Graustufenauflösung und farbbezogene Merkmale

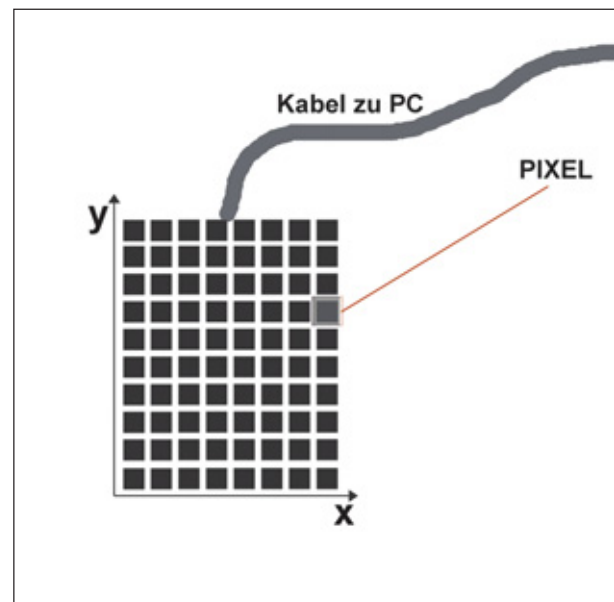


Abb. 9 Ein Festkörpersensor besteht aus in einem zweidimensionalen, rechteckigen Koordinatensystem angeordneten, voneinander getrennten (diskreten), kleinsten Messelementen (Pixeln), die jeweils die auf sie auftreffenden Röntgenphotonen proportional in elektrische Ladung umwandeln. In der Regel werden diese Ladungen gesammelt als analoger Stromfluss über das Kabel an die angeschlossene Computereinheit transportiert und dort digitalisiert sowie verarbeitet

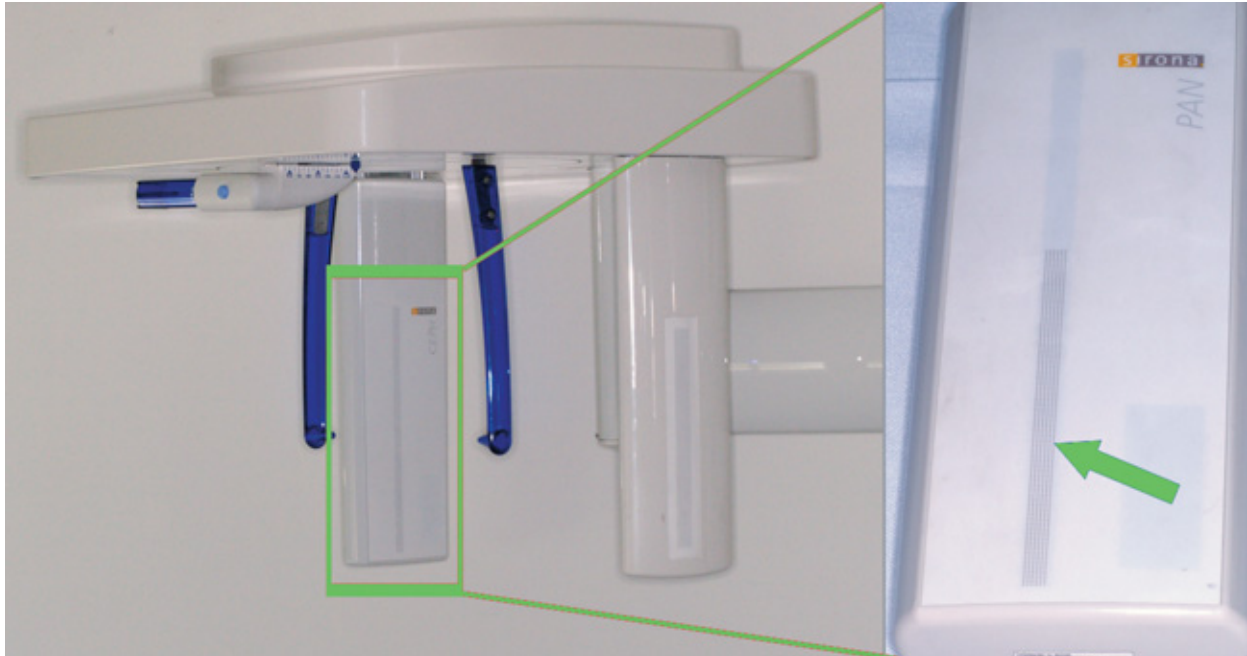


Abb. 10 CCD-Sensor aus einem modernen Panoramaschichtgerät, montiert an einem integrierten Kephelostat-Arm (links). Die aktive Sensorfläche umfasst lediglich den zur Abbildung des bei der Panoramaschichtaufnahme verwendeten Strahlenfächers ausreichend großen, dunklen Streifen (rechtes Bild). Bei dieser Ausführung wird daher die Fernröntgenseitenaufnahme abgescannt. Großflächigere Sensoren sind derzeit noch viel zu teuer



Abb. 11 Über ein Kabel (Pfeil) mit der PC-Einheit verbundener CCD-Sensor (links) und ein kabelloser CMOS-Sensor mit Funkübertragung (rechts). Bei der letzteren Variante limitiert derzeit noch die Stromversorgung die praktische Anwendbarkeit

Selbstverständlich ist die optische Auflösung (vgl. Abb. 4) F_{\max} der Sensoren abhängig von der Pixelgröße (P [mm]). Die physikalisch maximal mögliche Auflösung eines Systems in Linienpaaren pro Millimeter (LP/mm) kann leicht aus der Gleichung $F_{\max} = 1 \text{ mm}/2P$ berechnet werden. Bei einer gängigen Pixelgröße von 0,019 mm ergeben sich so 26 Lp/mm. Hierbei sollte allerdings beachtet werden, dass die Messung in Linienpaaren pro Millimeter bei der digitalen Technik eigentlich nicht sinnvoll ist und durch die so genannte Modulationsübertragungsfunktion abgelöst wird. Die mathematisch betrachtete maximal mögliche Auflösung wird

aufgrund vieler Störeinflüsse (Rauschen, Abbildungsungenauigkeiten etc.) de facto nicht erreicht. Häufig werden auch zur Einsparung von Speicherbedarf und Bearbeitungszeit softwareseitig mehrere Pixel zu einem zusammengefasst („Pixel-Binning“), was selbstverständlich die optische Auflösung entsprechend verringert. Insgesamt liegt diese jedoch bei den modernen Festkörpersensoren und auch bei modernen Speicherfoliensystemen auf alle Fälle in einem diagnostisch ausreichenden Bereich, so dass die genannten Systeme auch im Hinblick auf diesen Parameter konkurrenzfähig sind.

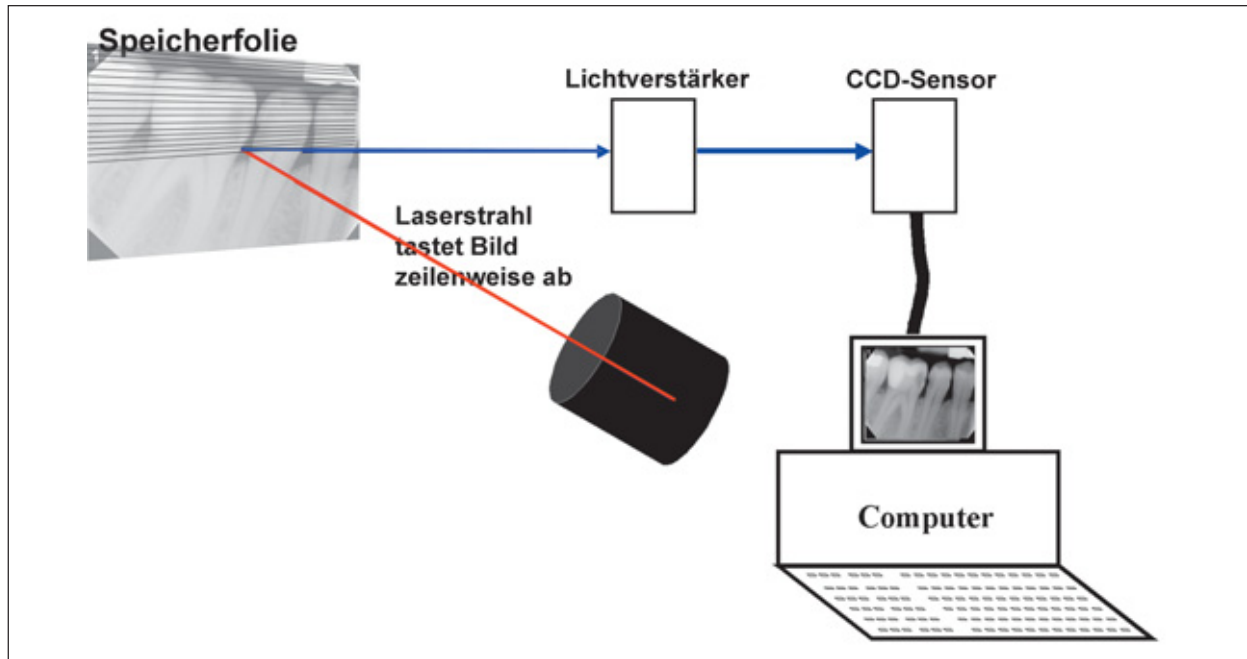


Abb. 12 Ein Laser tastet die Speicherfolie zeilenweise ab, wobei durch Fluoreszenz gespeicherte Bildinformation über Lichtemission der Folie wieder abgegeben, verstärkt und mit einer CCD-Kamera aufgenommen wird. Ab diesem letzten Schritt folgen die bereits für die direkt digitalen Festkörpersysteme vorgestellten Schritte der Signaldigitalisierung und -verarbeitung

Speicherfolien

Als Konkurrent zu den Festkörpersensoren hat sich in der digitalen Röntgentechnik die Speicherfolie etabliert. Sie besteht ebenfalls aus Halbleitern, die jedoch sehr von denen in den Festkörpersensoren abweichen (z. B. mit Europium dotiertes Yttrium-Oxid: $Y_2O_3:Eu$), und ist in der Lage, die eingefallene Röntgenstrahlung in Lichtstrahlung umzuwandeln. Dies geschieht wie auch bei den Verstärkerfolien nach dem physikalischen Prinzip der Lumineszenz. Im Unterschied zu den Verstärkerfolien können die vom chemischen Aufbau nicht unähnlichen Speicherfolien den Prozess der Lichtemission nach Einfallen von Röntgenphotonen zeitlich stark verzögern. Damit speichern sie die Information der Röntgenquanten über einen Zeitraum von mehreren Stunden („Memory-Effekt“). Die Information wird durch spätere Abtastung der Folie mit Hilfe eines Laserstrahls von entsprechender Wellenlänge wieder ausgelesen (Abb. 12). Hierbei senden die angeregten Atome einen Lichtblitz aus, der mit Hilfe der oben beschriebenen CCD- bzw. CMOS-Technologie wiederum in elektrische Ladung und anschließend vom Computer in ein digitales Signal umgewandelt wird.

Die Vielzahl an notwendigen Zwischenschritten von der Bildaufnahme bis zur -darstellung bei der Speicherfolientechnologie im Vergleich zu den Festkörpersensoren macht diese Möglichkeit technisch betrachtet störanfälliger. Andererseits haben Speicherfolien den Vorteil eines sehr großen dynamischen Bereiches, d. h., ihre Signalantwort ist über einen großen Expositionsbereich nahezu linear und damit gut differenzierbar. Entscheidend für die Qualität der Spei-



Abb. 13 Moderne Trommelscanner zur Auslesung von Speicherfolien ermöglichen eine optische Auflösung von deutlich über 20 Lp/mm

ererseits haben Speicherfolien den Vorteil eines sehr großen dynamischen Bereiches, d. h., ihre Signalantwort ist über einen großen Expositionsbereich nahezu linear und damit gut differenzierbar. Entscheidend für die Qualität der Spei-

cherfolienaufnahme ist der laserbasierte Ausleseprozess der Information. Vor allem die optische Auflösung (siehe oben) war früher ein limitierender Faktor der Technik, da ältere Systeme gerade eben die in der Sachverständigen-Prüfrichtlinie¹⁶ zur RÖV für intraorale Aufnahmen mindestens vorgeschriebenen 5 Lp/mm erreichten. In der Zwischenzeit wurden neue, hochpräzise, wesentlich verbesserte Auslesetechniken entwickelt, wobei mit modernen Trommelscannern (Abb. 13) eine optische Auflösung von mehr als 20 Lp/mm erreicht wird.

Dreidimensionale digitale Röntgentechniken

Computertomographie (CT)

1972 wurde von *Godfrey N. Hounsfield* und simultan von einer Arbeitsgruppe um *Allan McCormack* die Computertomographie eingeführt. Bei dieser Technik sind die Röntgenröhre und ein ihr gegenüberliegender, eindimensionaler Zeilendetektor relativ zueinander starr fixiert, jedoch als Gesamtsystem rotierbar um den Patienten angeordnet. Der Patient liegt mit seiner Körperlängsachse im Mittelpunkt der Kreisbahn (Abb. 14). Die Zeilendetektorelemente messen jeweils die eintreffenden Röntgenphotonen. Grundlegende Voraus-

setzung für das Rekonstruktionsprinzip ist jeweils die exakte Kenntnis der geometrischen Anordnung von Röhre, Objekt (Patient) und Detektor zu jedem Messzeitpunkt. Aus einer kompletten oder – bei neueren Geräten – auch nur halben Umkreisung des Patienten mit dem Röhren-Detektor-System ergibt sich eine sehr große Anzahl an Messwerten (Projektionen) einer Schicht, die innerhalb der Drehebene liegt. Die Messwerte (Grauwerte) werden nun mit Hilfe der zu jedem Messwert bekannten geometrischen Position des Systems – einfach ausgedrückt – entlang ihren Projektionslinien in Richtung Fokus „zurückverschmiert“ (Abb. 15). Durch die große Anzahl an Messungen innerhalb einer zu rekonstruierenden Schicht ergibt sich auf diese Weise für jeden im Betrachtungsbereich („Field of View“, FOV) liegenden Punkt (Pixel) ein recht genauer Absorptionswert, d. h. Grauwert. Dieses fundamental wichtige Rekonstruktionsprinzip wird mathematisch als (gefilterte) Rückprojektion bezeichnet. Im Anschluss an die Normierung auf die nach dem Entwickler benannten *Hounsfield-Einheiten* (absolute Dichteinheiten) werden die so errechneten Grauwerte dann auf dem Monitor dargestellt. Ursprünglich erhält man also im CT bei einem Umlauf eine zweidimensionale Schicht durch ein Objekt. Bei vielen, jeweils um einen bestimmten Betrag in z-Richtung (Körper-Längsachse) verschobenen Umläufen resultiert durch die Stapelung (Abb. 16) mehrerer, aufeinander folgender Schichten ein dreidimensionaler Datensatz.

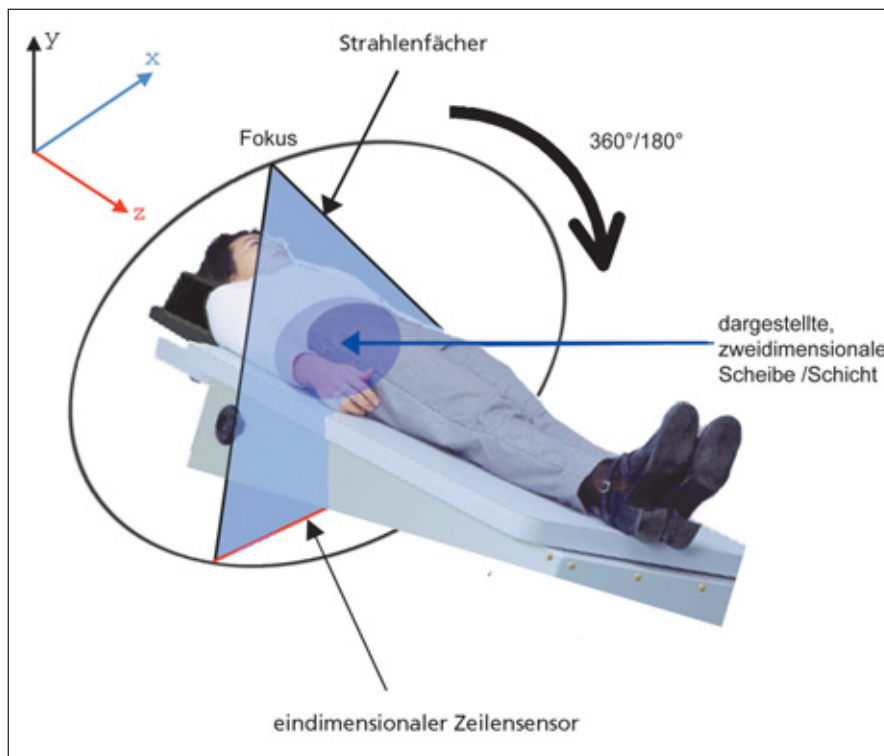


Abb. 14 Funktionsprinzip eines klassischen CT: Ein Strahlenfächer umkreist den Patienten in einer genau festgelegten Kreisbahn und wird nach Durchdringen des Patienten auf einem eindimensionalen Zeilensensor für eine sehr große Anzahl an Positionen der Röhre gemessen. Durch gefilterte Rückprojektion lassen sich anschließend die Absorptionswerte (Grauwerte) innerhalb einer zweidimensionalen (axialen) Schicht des Patienten ausreichend genau ermitteln. Nur durch die Erzeugung vieler Schichten (Vorschub entlang der z-Achse) kann über eine Stapelung dieser Schichten in der Computereinheit die 3-D-Struktur aus den Daten generiert werden