

Kleinröntgensysteme

Digitale Röntgensysteme

Im Bereich des klassischen Filmröntgens haben entgegen den generell zu beobachtenden rasanten Entwicklungen im gesamten zahnärztlichen Berufsfeld prinzipiell nur sehr wenige maßgebliche Änderungen stattgefunden. Der konventionelle Zahnfilm war über viele Jahrzehnte weltweiter Standard als Mess- und Betrachtungsobjekt im Bereich zahnärztlicher Diagnostik und das dentale Tubusgerät neben der Panoramaschichtaufnahme das in nahezu allen Zahnarztpraxen verwendete Röntgengerät.

Dr. Jonathan Fleiner/Freiburg im Breisgau

■ Die digitale Röntgentechnik wurde unter dem ursprünglichen Begriff „Radiovisiografie“ in die zahnärztliche Röntgendiagnostik eingeführt und bezeichnet die Darstellung von Röntgenaufnahmen mittels digitaler Bildempfängersysteme und anschließender elektronischer Datenverarbeitung.

Den Hauptunterschied des digitalen Röntgens im Vergleich zu seinem konventionellen Vorgänger stellt die Hardware in Form des Messgerätes, in diesem Fall des Bildempfängers, dar. Beim konventionellen Film erfolgt die Messung über die Induktion einer chemischen Reaktion, in der in einem letzten Schritt Silberbromid zu metallischem Silber reduziert wird. Im Gegensatz dazu wandeln digitale Systeme Röntgenstrahlung entweder direkt oder indirekt in elektrische Ladungen um oder die Informationsspeicherung basiert auf fluoreszierenden Folien, deren analoge Signale wiederum in einem weiteren Schritt digitalisiert werden.

Durch die Entkoppelung des Messgerätes (Bildempfänger) vom Darstellungsggerät (Computer) liegen beim digitalen Röntgen die Ergebnisse in Form von binären digitalen Daten vor und können einer mathematischen Weiterverarbeitung unterzogen werden.

Im Fall unseres digitalen Röntgenbildes erfolgt eine Zerlegung des konventionellen Bildes in eine zweidimensionale Matrix, d.h. einer Vielzahl an Bildpunkten, die sich wiederum an einem Raster orientieren. Jedem Rasterfeld (Picture element, Pixel) wird dabei mithilfe bestimmter Zahlenwerte ein spezifischer Grau- bzw. Farbwert zugeordnet.

Bittiefe

Die Graustufenskala wird durch die Digitalisierungstiefe festgelegt. Wird einem Messpunkt dabei eine „0“ („Strom aus“) oder „1“ („Strom ein“) zugeordnet, so resultiert daraus eine Informationseinheit, ein Bit (binary digit), das aus $2^1 = 2$ Zuständen besteht. Die nächstgrößere Informationseinheit umfasst 8 Bit und wird als „Byte“ bezeichnet. In der Regel kommt eine Speichertiefe von mindestens 8 Bit (28 Zuständen) zur Anwendung. Damit stehen jedem Pixel eines digitalen Bildes $2^8 = 256$ Graustufenwerte zur Verfügung, die Zahl 0 steht dabei für „Schwarz“ und die Zahl 255 für „Weiß“.

Sampling Size

Die Sample-Größe kann auf unterschiedliche Weise wiedergegeben werden:

- ▶ Pixel-Größe (in mm oder microns): physikalische Größe eines Pixels
- ▶ Dots per inch (DPI): Anzahl an Pixel/Inch
- ▶ Linienpaare (LP/mm): Anzahl an On-/Off-Pixeln je mm

Der am häufigsten verwendete Begriff im medizinischen Röntgen ist hierbei LP/mm und geht auf die ursprüngliche Repräsentation eines analogen Signals durch wellenförmige Schwingungen zurück.

Hierbei gilt:

$$LP \text{ (mm)} = \frac{1}{2 \times \text{Pixelgröße}}$$

Digitale Bildempfänger

In der digitalen Radiografie stehen unterschiedliche Hardwarekonzepte zur Auswahl, die sich in Aufbau und Aufzeichnung des Strahlenbildes unterscheiden.

Festkörpersensoren

Bildsensoren auf CCD- und CMOS-Technologien sind zwei unterschiedliche Systeme, um Bilder digital aufzuzeichnen. Sie werden öfters als konkurrierend angesehen, haben aber verschiedene Stärken und Schwächen.

CCD-Sensor (charged coupled device)

Bei CCD-Sensoren enthält jedes Pixel neben der Fotodiode noch Transistoren, die die gesammelten Ladungen in messbare Spannungen umwandeln. Der Anteil der Transistoren beansprucht im Durchschnitt 50% der gesamten Pixelfläche. Daraus folgt, dass nur ein kleiner Teil der Pixelfläche für Lichtempfindlich ist („Füllfaktor“). CCD-Sensoren zeigen aufgrund ihres hohen Füllfaktors eine große Lichtausbeute, da weniger lichtunempfindliche Bauteile die Oberfläche bedecken. Durch die höhere Lichtempfindlichkeit vergrößert sich auch der Dynamikbereich. Daher finden CCD-Sensoren eine große Anwendung in Medizin, Wissenschaft und Industrie, überall dort wo Bildqualität wichtiger ist als geringer Platzbedarf.

CMOS-Sensor (complementary metal oxide semiconductor)

Bei den CMOS-Sensoren führen die einzelnen Pixel die Ladungs-Spannungs-

Umwandlung selbst durch. Aufgrund herstellungsbedingter Schwankungen des Ladungs-Spannungsverhältnisses nehmen die Uniformität und damit auch die Qualität des Bildes ab. Im Idealfall sollte die Strahlenempfindlichkeit zwischen den Pixeln bei konstanter Dosis gleich sein. Durch den Einsatz vieler Transistoren kommt es zu einer geringeren Lichtempfindlichkeit bei gleichzeitiger Zunahme des Bildrauschens. Allerdings fällt die Reaktivität für CMOS-Sensoren besser aus. Das liegt an der einfacheren Platzierung der Lichtaufnähmefelemente. Das Gleiche gilt auch für die Signalgeschwindigkeit, die ebenfalls für CMOS-Sensoren besser ausfällt, da alle wichtigen Funktionen vom Sensor direkt übernommen werden. Allerdings ist die Geschwindigkeit für die Röntgendiagnostik uninteressant, da sie nur für eine höhere Bildwiederholrate gebraucht wird. Die genannten Stärken und Schwächen zeigen, dass die Entscheidung für die eine oder andere Technologie von der jeweiligen Anwendung abhängt und nicht durch eine einseitige Gewichtung der Vorteile geprägt sein sollte.

Ähnlich der Verwendung konventioneller Filmhalter muss bei Sensoren auch auf die Verwendung spezieller Sensorhalter geachtet werden, um mögliche Positionierungsfehler auszuschließen. Dies bedeutet für den Anwender in der zahnärztlichen Praxis, dass die Anwendung der Sensortechnologie geübt werden muss und das zahnärztliche Fachpersonal hinsichtlich benötigter Computerkenntnisse geschult werden muss. Bei der Wahl eines Sensorsystems stehen für den Anwender häufig die einfache Aufrüstung oder Nachrüstung des eigenen Systems im Fokus. Beim Einsatz in größeren Praxiszentren sollte unbedingt Wert auf die Möglichkeit der Anbindung an vorhandene RIS-/PACS-Systeme durch einen universellen DICOM-Anschluss gelegt werden. Insbesondere für Praxen mit Schwerpunkt Kinderbehand-

lung müssen kleine und schmale Sensormessungen berücksichtigt werden. Auch die Verwendung von kabellosen Sensoren kann in vielen Fällen hilfreich sein, um Röntgendiagnostik direkt am Behandlungsstuhl umzusetzen und sofort sichtbare intraoperative Bilder im Praxisalltag zu generieren.

Speicherfolientechnik

Die Speicherfolientechnik (engl. phosphor storage plate, PSP genannt), ist ein der konventionellen Radiografie sowohl von der Handhabung als auch von der Konstruktion her sehr ähnliches System. Mit Speicherfolien wird bei der Aufnahme zunächst ein analoges Bild registriert. Die Digitalisierung erfolgt erst im Anschluss an den Scanvorgang. Somit steht das Bild erst mit einer gewissen Zeitverzögerung zur Verfügung. In ihrem Aufbau ähneln die digitalen Speicherfolien konventionellen Verstärkerfolien.

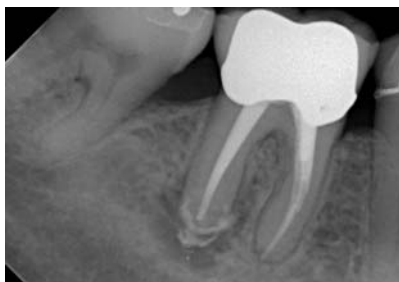
Die fotostimulierbaren Leuchtstoffe der Speicherschicht können ihre Elektronen durch Röntgenstrahlen in metastabilen Zuständen speichern. Erst durch die Bestrahlung mit einem speziellen Laser, bei der Zeile für Zeile der Speicherfolie abgetastet wird, fallen die Elektronen in ihre Ausgangszustände zurück und emittieren blaues Lumineszenzlicht. Dieses Licht wird mit einer Sammeloptik erfasst und durch einen Fotomultiplier in ein analoges elektrisches Signal umgewandelt. Anschließend erfolgt die Digitalisierung in einem Analog-Digital-Wandler. Gleichzeitig wird die Speicherfolie nach beendetem Read-Out im Speicherfolien-scanner für eine neue Aufnahme regeneriert.

Im Gegensatz zur Sensortechnik, die auch als indirekte digitale Technik bezeichnet wird, spricht man bei der Speicherfolientechnik von direkter digitaler Radiografie. Diese Unterscheidung kommt dadurch zustande, dass Sensoren lediglich

lichtsensibel sind und Röntgenstrahlen nicht verwerten können. Deshalb muss den Sensoren ein Szintillator vorgeschaltet werden, der durch Röntgenstrahlen zur Emission von sichtbarem Licht angeregt wird. Bei der Sensortechnik wird die gespeicherte Energie nicht durch Laserlicht freigesetzt, vielmehr werden die Elektronen entweder direkt an den Ausgangsverstärker adressiert (CMOS-Sensor) oder sie wandern von Diode zu Diode (CCD-Sensor), um durch in Reihe geschaltete Schieberegister von dem Ausgangsverstärker abgesaugt zu werden.

Zusammenfassung

Intraorale Festkörper-Sensoren lassen sich am Patienten schwerer positionieren und sind im Gebrauch unhandlicher als Speicherfolien. Letztere können mit konventionellen Haltersystemen exponiert werden und haben bezüglich ihrer mechanischen Festigkeit große Ähnlichkeit zum konventionellen Film. Sie lassen sich deutlich besser anatomischen Gegebenheiten anpassen und ihre einfache Handhabung erleichtert den Umstieg von der konventionellen zur digitalen Technik. Die Anzahl der Lesezyklen wird mit mehreren Hundert bis mehreren Tausend sehr unterschiedlich angegeben. Sehr schnell fällt jedoch die empfindliche Oberfläche der Speicherfolien auf, welche durch das Einbringen in Haltersysteme oder auch durch zu spitze Fingernägel häufig in Mitleidenschaft gezogen wird. Die Bildqualität von Speicherfolien (Abb. 1) ist der von Festkörpersensoren (Abb. 2) mindestens vergleichbar, als Beispiele können hier die Systeme Vista-Scan (Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen) und DIGORA® Optime (Soredex Deutschland, Schutterwald) genannt werden. ◀◀



▲ Abb. 1: Röntgenaufnahme mit einer Speicherfolie. ▲ Abb. 2: Röntgenaufnahmen mit einem Festkörpersensor.

>> KONTAKT

Dr. Jonathan Fleiner

Sektion Röntgen
Universitätsklinik für Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde, Klinik und Poli-
klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichts-
chirurgie – Plastische Operationen
Hugstetter Str. 55
79106 Freiburg im Breisgau
Tel.: 07 61/2 70-48 68
E-Mail:
jonathan.fleiner@uniklinik-freiburg.de