
Kvalitetsaspekter i samband med dental digital röntgenteknik

KRISTINA HELLÉN-HALME

Introduktion

Under den senaste tio års perioden har bruket av digital röntgen hos allmäntandläkaren ökat kraftigt. Den har i många fall ersatt konventionell filmteknik, mycket pga att datorer och datorprogram har utvecklats. Dessutom är det idag inga större problem med att lagra stora mängder material, eftersom minneskapaciteten är lättillgänglig och billig. Det finns många fördelar, men också en del nackdelar med digitala system¹. Som med alla nya tekniker krävs det en anpassningsfas under vilken operatören lär sig hantera de olika delarna och tolka de bilder som han/hon får fram. Det är mycket viktigt att undersöka och komma fram till hur man ska hantera de digitala systemen så kvaliteten kan upprätthållas på röntgenbilderna och därmed den diagnostiska noggrannheten. Det finns många studier gjorda inom området. Dessa har framför allt handlat om de olika digitala system som finns på marknaden²⁻⁵.

Det finns många fördelar med digital röntgen. Man undviker filmhantering och därmed problem med mörkrum där olika typer av miljöfarliga vätskor hanteras vilket bidrar till att en vinst för miljön görs¹. Några andra fördelar är att man snabbt kan se bilderna, och det går lätt att ta om en bild om detta skulle be-

hövas. Dessutom kan stråldosen i de flesta fall reduceras jämfört bruket av analog film^{6,7}.

Digitala receptorer

Det finns tre huvudtyper av digitala system för dentalt bruk: storage phosphor system (SPS), i dagligt tal kallade bildplattor, charge-coupled device (CCD) och complementary metal oxide semiconductor (CMOS), kallade sensorer med ett gemensamt namn. Bildplattan fungerar som en dental film vid placering i munnen. Den har också samma storlek. Bildplattans yta är belagd med ett skikt av kristaller som har förmågan att lagra energin från röntgenstrålning som når plattan. Energin frigörs genom att bildplattan skannas av med hjälp av en laserstråle. Därmed omvandlas energin till ljus som fångas upp och digitaliseras och kan därmed visas på en monitor. Plattan kan återanvändas och återställs genom att den blir belyst med kraftigt synligt ljus. En nackdel med bildplattan är att den är mycket ömtålig för mekaniska skador, som kan uppkomma av hållare och vid hanteringen via skannern (Fig. 1).

CCD-sensorn fungerar med hjälp en av kiselplatta som agerar som en scintillator. Därefter finns ett lager av kristaller, vanligtvis CsI (cesiumjodid) som transformerar den absorberade röntgenstrålningen till ett ljuskvantum, och en latent bild formeras.



Figur 1. Bildplatta med skyddspåse.

Därefter digitaliseras bilden och kan avläsas efter några sekunder på monitorn som är kopplat till systemet. CCD-sensorn är stabil med en låg bruksnivå. Dock är den relativt dyr att tillverka, speciellt om man vill ha mycket hög upplösning. I nuläget finns CCD-sensorn endast med kabel (Fig. 2).



Figur 2. Ett exempel på en CCD-sensor.

CMOS-sensorn fungerar på liknande sätt, det vill säga att den är baserad på en scintillator teknik. Denna typ är mycket billigare att framställa än en CCD-sensor. Dessutom finns den i två utförande: med (Fig. 4) och utan kabel. Den utan kabel (Fig.3) är batteridrivna och skickar iväg bilden med hjälp av radiovågor till en mottagare som digitaliserar bilden till monitorn. För båda typerna framkommer bilden med enbart ett par sekunders fördröjning efter exponering.

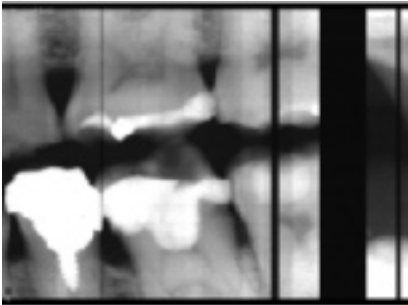


Figur 3. CMOS-sensor utan kabel.



Figur 4. Radiovågsmottagare.

Det finns en liten risk förknippad med den kabelfria sensorn, nämligen att överföringen kan störas av exempelvis mobiltelefoner och andra typer av våglängder som finns runt om oss. Här är ett exempel på överföringsartefakt (Fig. 5).



Figur 5. Endast vissa delar av signalen har nått mottagaren.

Det är min uppfattning att det är något svårare att placera sensorerna i patientens mun än det är med en bildplatta som sätts på plats på samma sätt som en traditionell analog film.

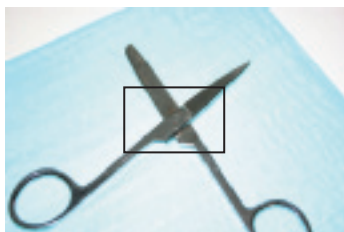
Många tidigare studier finns som har undersökt de olika typerna av receptorer²⁻⁶. Huvudsyftet har varit att jämföra digitala receptorer med konventionell filmteknik.

Sammanfattningsvis kan man säga att de digitala receptorerna varken är bättre eller sämre än konventionell film.

Projektion och exponering

Vid en studie 2002⁷ granskades ca 4600 röntgenbilder, både analoga och digitala. Där framkom att de digitala röntgenbilderna hade fler fel än de analoga. Detta kunde röra sig bland annat om inställningsteknik, framför allt i vertikalled och då som överaxiala bilder, exponering eller att önskat område inte fanns med på röntgenbilden. Som tidigare nämnts är bildplattan mycket lik en analog film, vilket innebär att parallellteknik ska eftersträvas. Med sensorerna är detta mycket svårt att uppnå eftersom de är tjockare. Här ska bisektris inställning (halvvinkelteknik) användas. Det är viktigt att vara mycket noggrann vid inställningen av röntgenapparatens riktmedel. Man ska inte glömma att ytan som kan ta emot strålningsenergi, är mindre än den faktiska ytan av sensorn. Detta medför svårigheter att få med önskat område. Studier⁷ har visat att till exempel rotspetsar i periapikala bilder kan vara svåra att få med, och i bitewingbilder⁸ är det ofta marginala benkanten som kan missas.

I en enkätstudie 2004⁹, gjord i Skåne, Sverige, framkom det att tandläkare som använde digital röntgenteknik upplevde att de minskade exponeringstiden med mer än 50%. Samtidigt svarade ca 30% att man tog fler bilder, och att man gjorde fler omtagningar pga felaktigheter i bilderna. Exponeringstiden är viktig, för kort tid är lika illa som för lång tid. Vid överexponering kan så kallat "burn out" inträffa. Detta innebär att vissa delar eller hela sensorn och därmed synlig pixlar blir svarta. Man kan säga att de blir övermättade med energi. Detta kan inträffa var



Figur 6. En sax som får utgöra ett exempel. Markerat område är exponerat.



Figur 7. Exempel på "burn-out" artefakt.

som i bilden och går inte att justera med hjälp av bildbehandlingsprogram.

Fenomenet "blooming" är av ett annat slag. När objektet som ska undersökas med röntgenteknik, innehåller stora skillnader i den mängd materia som strålningen ska passera, kan man få denna typ av artefakt. Detektorn utsätts för stora stråldoser i ett område och nästan ingen alls i ett annat område. I de kraftigast exponerade pixlarna genereras så mycket elektrisk laddning att dessa blir "mättade", och överskjutande laddning "svämmas över" till omgivande pixlar. Följden blir att pixelvärdena "bottnar" i de överexponerade delarna, samt att det lågabsorberande objektet på bilden ser ut att sträcka sig förbi sina egentliga gränser.



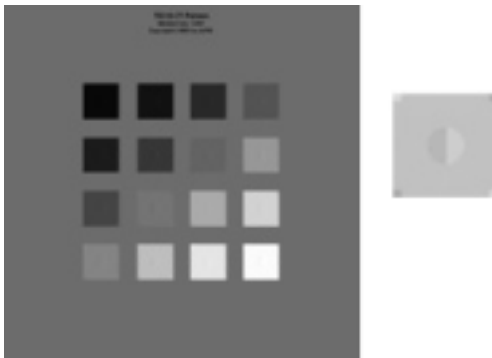
Figur 8. Framställd bild som symboliserar blooming, energin svämmas över till omgivande pixlar.

Datorer och monitorer

De flesta moderna datorer idag har tillräckligt med minneskapacitet för att klara av våra behov inom tandvården. Understrykas

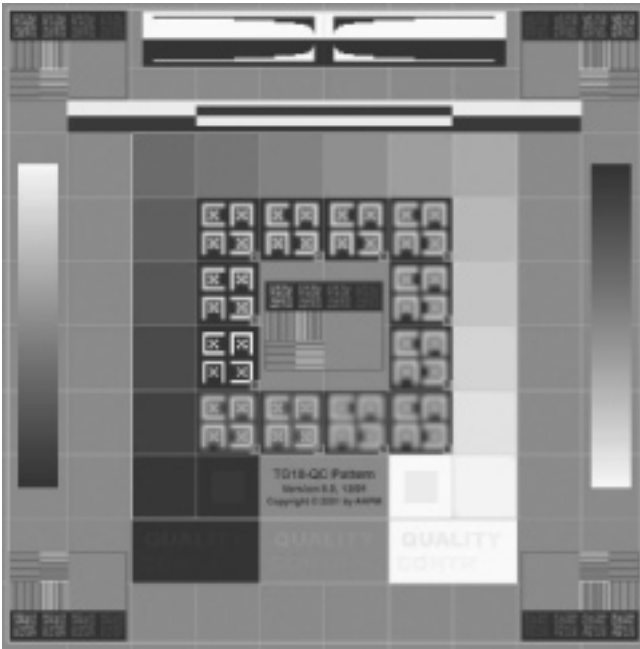
bör att grafikkorten måste ha en minsta kapacitet på 32 MB för att inte omarbetningen av bildmaterialet ska medföra en förvrängning.

Den svagaste länken i den digitala kedjan är sannolikt monitorn (bildskärmen). Idag används framför allt LCD- (liquid crystal display) monitorer som har ett ljusflöde, luminance, som ligger mellan 100-200 candela/m². Detta är vad man kallar en standardmonitor. De allra flesta som används av allmäntand-läkare, är enligt en studie vanliga färgmonitorer inom standardintervall. För dessa är inställning av ljusstyrka och kontrast väsentligt för granskning av digitala röntgenbilder. De flesta monitorer som kommer från leverantörer, är inställda för att återge fina färgbilder, vilket inte alls är detsamma som att granska röntgenbilder med avseende på lågkontrastobjekt såsom kariesskador. Enligt en studie¹⁰ visades att små kariesskador inte upptäckts i digitala bilder om inte monitorn har justerats med tanke på ljusstyrka och kontrast. Detta kan man göra manuellt med hjälp av etablerade testbilder från American Association of Physicists in Medicine (AAPM)¹¹. Testbilder finns att hämta gratis från Internet, <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>



Figur 9. TG18-CT, inne i varje kvadrant ska man kunna se en måne med annan kontrast.

Med hjälp av dessa ställer man in kontrast och ljusstyrka på monitorn. Kontroll måste göras regelbundet, och enligt min uppfattning bör detta ske en gång per vecka. Det finns en del tidigare studier¹² som har undersökt monitorer. Dessa är mestadels gjorda



Figur 10. TG18-QC, ännu ett exempel på en testbild.

på katodstrålerör- (CRT-) monitorer, vilka fungerar som en gammal TV apparat.

Det har visats att med en justerad monitor kan man upptäcka fler kariesskador, både dentin- och emaljkarier. Nackdelen är att det tar tid att justera och kontrollera sin monitor. Numera finns det monitorer som man enkelt kan kalibrera till DICOM-standard¹³. Denna standard används inom all medicinsk radiologi. Den är anpassad efter hur det mänskliga ögat fungerar och uppfattar detaljer och skillnader i till exempel gråskalor. Ögat har två typer av celler för att se: tappar och stavar. Det sämsta området för ögat att se klart är inom lågkontrastområdet. Detta är mest uttalat där röntgenbilden är mörkast, det vill säga där svärtningen är störst. För att förbättra detta brukar man då använda en korrektionskurva som kallas BARTEN-kurva. Detta system är noggrant förklarat i DICOM del 14: Grayscale Standard Display

Function¹³. Som exempel kan nämnas små kariesangrepp som är mycket lågkontrasta förändringar. Dessa blir enklare för ögat att uppfatta när monitorn är kalibrerad enligt denna metod.

Monitorn bör inte understiga 17 tum. Den ska vara inställd på minst 24 bitars färg, vilket ger 256 olika gråskalor, men True colour eller 32 bitars färg är att föredra, eftersom detta ger mer än 1000 olika gråskalor. Det mänskliga otränade ögat kan se cirka 60-100 olika gråskalor medan en tränad radiolog kan se cirka 150. Upplösningen i monitorn bör vara minst 1024'768, men gärna 1280'1024 för att visa bilderna i förhållande 1:1. Annars måste bilden "samplas" ner, och då kan dåliga algoritmer i datorns program förvanska bilden på ett oönskat sätt.

Granskning av bilder

Den senaste forskningen visar att bakgrundsbelysningen i rummet där röntgenbilderna granskas, har mycket stor betydelse^{10, 14}. Normala dentala behandlingsrum är mycket upplysta, ca 1000 lux¹⁵. Enligt AAPM¹¹ ska det vara mindre än 50 lux, vilket innebär en dämpad belysning när man granskar röntgenbilder i en standardmonitor. Forskningen visade att det blev signifikanta skillnader i förmågan att upptäcka karies¹⁰. Dämpad bakgrundsbelysning gav bättre förutsättningar än belysningen motsvarande den man har i ett behandlingsrum. Denna ekvation går inte ihop. Det medför att antingen får man släcka ner i behandlingsrummet när granskningen sker, eller så får man ha ett speciellt område där man gör sin diagnostik. Detta föredrar jag eftersom man där också kan ha en kalibrerad eller justerad monitor som är till för granskning. Monitorerna måste placeras så att reflexer från fönster och andra ljuskällor minimeras. Displayytan ska hållas ren från fettfläckar och smuts.

I de flesta digitala röntgensystem som finns på marknaden, finns bildbehandlingsprogram med många olika funktioner¹⁶, vilket i många fall gör det svårt att förstå vad som händer med

bilden, och oftast kan inte leverantörer förklara detta på ett adekvat sätt. De flesta allmäntandläkare brukar dock endast använda sig av möjligheten till att justera ljusstyrka och kontrast via programmen. Det tar tid att processa bilderna, och man måste förstå vad som händer. Någon form av kvalitetskontroll är svår att utföra när man inte är helt klar över hur de olika systemen fungerar.

När hela kedjan vid framställande av en digital röntgenbild är klar, ska en "back-up" göras, vilket innebär att enligt lagar och normer spara journal och röntgenmaterialet på ett betryggande sätt. Man får inte enbart lagra det på endast en hårddisk utan materialet måste kunna återskapas i händelse av datorhaveri. Många tandläkare i Sverige har valt en lösning via sin digitala röntgenleverantör och har en server som man dagligen skickar till. Back-up ska med fördel göras varje dag anser jag.

Det mest överraskande fyndet i vår forskning om digital teknik var att endast 40% av allmäntandläkarna i Skåne, Sverige, gjorde någon form av kvalitetskontroll⁹. Ofta var det leverantörerna som stod för denna kontroll en eller två gånger per år. När vi arbetade med analoga bilder, kände vi till och kunde kontrollera hela kedjan fram till röntgenbilden. Vi kunde förstå och rätta till så att röntgenbilden höll god kvalitet, vilket medförde goda möjligheter till diagnostik. Den kontrollen har vi tappat med de digitala systemen. Det är min uppfattning att alla som arbetar med den nya tekniken, bör lära sig mer för att kvalitetssäkra de system som man arbetar med. Det är därför av yttersta vikt att det tas fram riktlinjer och kravspecifikationer för hur den digitala dentala röntgentekniken ska hanteras.

Sammanfattning

När man väljer att övergå till att använda digitala röntgensystem inom tandvården, finns det en del huvudpunkter som man bör tänka på, nämligen att

- det är mycket viktigt med rätt projektion vid bildtagning med digitala detektorer
- exponeringsfel kan inte alltid rättas till med bildbehandlingsprogram
- granskningsförhållanden ska optimeras, och bakgrundsbelysningen i rummet ska dämpas
- monitorn ska vara inställd på minst 24 bitars färg och ha en upplösning på minst 1024'768
- monitorer ska justeras med tanke på ljusstyrka och kontrast eller vara kalibrerade i enlighet med DICOM 14
- back-up bör göras varje dag
- riktlinjer bör framarbetas för den dentala digitala röntgentekniken.

LITTERATUR

1. Wenzel A. Digital radiography and carries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 3-11.
2. Friedlander LT, Love RM, Chandler. A comparison of phosphor-plate digital images with conventional radiographs for the perceived clarity of fine endodontic files and periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 93: 321-7.
3. Hintze H, Wenzel A, Jones C. In vitro comparison of D- and E-speed film radiography, RVG and Visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. *Caries Res* 1994; 28: 363-7.
4. Kullendorff B, Nilsson M, Rohlin M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: overall comparison between conventional and direct digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 82: 344-50.
5. Kullendorff B, Petersson K, Rohlin M. Direct digital radiography for the detection of periapical bone lesions: a clinical study. *Endod Dent Traumatol* 1997; 13: 183-9.
6. Berkhout WER, Beuger DA, Sanderink GCH, van der Stelt PF. The

- dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 1-5.
7. Hellén-Halme K, Johansson PM, Håkansson J, Petersson A. Image quality of digital and film radiographs in applications sent to the Dental Insurance Office in Sweden for treatment approval. *Swed Dent J* 2004; 28: 77-84.
 8. Bahrami G, Hagstrøm C, Wenzel A. Bitewing examination with four digital receptors. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32: 317-21.
 9. Hellén-Halme K, Rohlin M, Petersson A. Dental digital radiography. A survey of quality aspects. *Swed Dent J* 2005; 29: 81-7.
 10. Hellén-Halme K, Petersson A, Nilsson M. Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs. An in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 380-4.
 11. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Task Group 18. Assessment of display performance for medical imaging systems – <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18> (2007-02-08).
 12. Lehmann TM, Troeltsch E, Spitzer K. Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 264-72.
 13. DICOM, Digital Imaging and Communication in Medicine <http://medical.nema.org/> (2007-02-08). DICOM part 14: Grayscale Standard Display Function.
 14. Hellén-Halme K, Nilsson M, Petersson A. Digital radiography in general dental practice. A field study. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 249-55.
 15. SIS, Swedish Standards Institute. SS-EN 12464-1, 2003, Light and lighting – Lighting of work places – Part 1: Indoor work places.
 16. Møystad A, Svanæs DB, van der Stelt PF, Gröndahl HG, Wenzel A, van Ginkel FC, Kullendorff B et al. Comparison of standard and task-specific enhancement of Digora storage phosphor images for approximal caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32: 390-6.