

# Film og digitale intraorale røntgenreceptorer

Ann Wenzel og Anne Møystad

Tandlæger arbejder i dag med tre typer af receptorer til intraorale røntgenundersøgelser: den konventionelle dentalfilm, et fosforpladesystem eller en sensor med eller uden ledning. Artiklen beskriver fysisk-tekniske forhold for disse receptorer, fejl under billedannelsen, problemer i forbindelse med patientundersøgelsen, herunder ubehagsfølelse for patienten, omtagningsfrekvens og dosis. Desuden beskrives forhold, der bør lægges vægt på ved betragtningen af det digitale billede på en monitor samt nyere diagnostiske undersøgelser, hvor digitale receptorer har været anvendt, eventuelt sammenlignet med film, til diagnostik af carieslæsioner, marginal og apikal knogle og rodfrakturer, i forbindelse med endodontisk behandling og til at skelne mellem dentalmaterialer. Billedbehandling efter optagelsen er et vigtigt element i digital billeddannelse, og udbyttet diskuteres, ligesom der peges på fremtidens mulighed for diagnosespecifik billedbehandling. Desuden diskuteres, hvilke hensyn der bør iagttages i forbindelse med lagring af det digitale billede og ved forsendelse over internettet.

## Teknologi og billedannelse

Intraoral røntgenundersøgelse er trods udvikling af nye avancerede metoder stadig den hyppigst anvendte røntgenteknik i tandlægepraksis. Som billeddannende medie står valget mellem den konventionelle dentalfilm med dertil hørende våd fremkaldning og digitale receptorer med eller uden efterfølgende scanning.

### Film og fremkaldning

En røntgenfilm er bygget op af to komponenter, en base af et plastmateriale og en emulsion oftest på begge sider af basen. Emulsionen består af sølvhalidkorn, mest sølvbromid. Ved eksponering med røntgenstråling dannes et latent billede i emulsionen. Filmen fremkaldes i en kemisk opløsning efter eksponering, hvorved de bestrålede sølvbromidkorn reduceres til metallisk sølv under fremkaldningen, og ikke-bestrålede sølvbromidkorn udvaskes under fikseringen (1). Tidligere anvendtes en basisk fremkalderkemi indeholdende hydrokinon og glutaraldehyd, der er temmelig giftigt, og derfor skal der være udsugning over en fremkaldermaskine. Nu fås en askorbinsyrebaseret fremkalderkemi, der er mindre giftig og ikke lugter, og som derfor må foretrækkes. Brugt kemi skal bortskaffes på miljømæssigt forsvarlig vis.

Jo hurtigere (mere følsom) en røntgenfilm er, desto mindre stråling er påkrævet for at opnå den fornødne sværtning. Hastigheden («speed») af dentalfilm angives ved betegnelserne D, E, F, hvor hastigheden defineres som den reciprokke værdi af den bestråling (målt i R), der kræves for at opnå en sværtning på 1,0 D ud over grundslør (inkl. base). E-speed-film kræver kun ca. 50 % af den bestråling, der er nødvendig for under i øvrigt identiske vilkår at sværte en D-speed-film. Der findes film, der ved optimal fremkaldning er ca. 20 % mere følsomme end E-speed-film og således under disse betingelser er en F-speed-film. Der er ikke fundet betydningsfulde diagnostiske forskelle mellem E-speed-filmen og den under optimale omstændigheder hurtigere F-speed-film (2).

Udviklingen af en hurtigere film indebærer typisk, at de enkelte korn i filmen skal være større. Når kornstørrelsen øges, kan det gå ud over detailskarphe den i billedet. Til vurdering af spatialopløsningen i et røntgenbillede anvendes ofte en »streg-test«, som består i, at man røntgenfoto graferer et prøvelegeme, der rummer 50 µm tykke blylameller indlagt i plast med forskellig indbyrdes afstand. Ved at vurdere hvor tætstillede lameller der med øjnene kan adskilles, får man et udtryk for spatialopløsningen i »linjepar pr. mm« (lp/mm, hvor et linjepar er en blylamel + luften mellem to lameller). Intraorale film har en opløsning

på 12-16 lp/mm. Kontrasten i filmen er defineret ved dens evne til at vise sværtningsforskelle mellem emner med forskellig tykkelse, tæthed og atomnummer.

Hvis den u fremkaldte film udsættes for lys, fås en utilstøttet sværtning, der kan reducere eller ødelægge billedkvaliteten. Dette kan ske, hvis mørkekammeret er utilstrækkeligt lystæt, fx ved indsvivning af lys gennem nøglehuller, utætte døre mv. Hvis der anvendes fremkaldningsmaskiner med dagslysforsats, er det vigtigt, at manchetterne er tætte. Alle røntgenfilm har et grundslør, som viser sig ved, at der forekommer en vis sværtning efter fremkaldning af en ueksponeret film, og som nedsætter kontrasten i billedet. Grundsløret tiltager under lagring (3).

#### *Digitale receptorer*

Intraoral røntgenoptagelse med digitale receptorer har i det seneste tiår vundet stor udbredelse i tandlægepraksis i de nordiske lande. I 2001 arbejdede 17 % af norske tandlæger med en digital receptor (4), og tallet er stigende i alle de nordiske lande. Tandlægen kan vælge mellem tre typer veletablerede receptorer til digital røntgenoptagelse, den CCD-baserede («charge-coupled device») sensor, den CMOS-baserede («complementary metal oxide silicon») sensor og den stimulerbare fosforplade.

CCD-sensorer består af chips i et integreret kredsløb opbygget af silikoneplader, hvorpå elektriske porte er beliggende i en matrix af kolonner og rækker. En foranliggende krystal omdanner absorberede røntgenstråler til lys. Intensiteten af lys svarer til mængden af absorberede røntgenstråler. Når lyset rammer CCD'en, frigives der elektroner fra silikonen proportionalt med lysintensiteten, og elektronerne danner det latente billede. Det latente billede flyttes i en hel kolonne eller række ad gangen (heraf navnet «charge-coupled») hen til et sted i CCD'en, hvor det integreres, behandles og digitaliseres. CCD-systemerne har en ledning, der forbinder sensoren og computeren, og billedet bliver vist næsten momentant på computerens skærm, efter man har eksponeret (1).

CMOS-sensorer er opbygget på stort set samme måde som CCD-sensorer. I modsætning til CCD læses hver port i CMOS individuelt. De fleste CMOS-sensorer har en ledning, men der er markedsført versioner uden ledning. For sensorer uden ledning transformeres den information, der er lagret i chippene, til radiobølger, som sendes til en stationær radiobølgemodtager koblet til en computer. Afstanden mellem sensoren i munden på patienten og radiobølgemodtageren må være op til 3,5 m (5).

CCD- og CMOS-sensorer til intraoralt brug fås i flere størrelser. Den største modsvarer i ydre dimensioner en

3x4 cm voksenfilm, men det strålefølsomme areal er 2-3 mm mindre både i højden og bredden. Sensorernes tykkelse varierer noget; den tyndeste er ca. 3 mm og den tykkeste ca. 7 mm (tykkere på det sted, hvor ledningen hæfter). Der findes sensorholdere udviklet til nogle af sensorerne, der dog ikke alle er lige fleksible.

Den fotostimulerbare fosforplade har en overflade af stoffer, der ioniseres, når pladen røntgenbestråles, og der dannes et latent billede (som det kendes fra film) bestående af elektriske ladninger. Dette latente billede aflæses ved hjælp af en rød laserstråle i en scanner. Laserlyset stimulerer de »fangede« elektroner, hvorved der frigives energi i form af lys. Dette registreres af en fotomultiplikator, der omdanner lyset til et elektrisk signal, som digitaliseres (6). Scanningen tager mellem otte sekunder og flere minutter alt efter scannertype og valg af opløsning i billedet. Fosforpladerne findes i forskellige størrelser, fra størrelse-0 til størrelse-4 for nogle systemer og kan anvendes med de samme holdere som film. Pladerne fås for de fleste systemer i samme størrelser som film og er fleksible til en vis grad, men der kan ikke bukkes et hjørne som for film.

#### *Opløsning i billedet*

Opløsningen (lp/mm) er lavere i mange digitale røntgensystemer end i den konventionelle dentalfilm og varierer mellem 6 og 20 lp/mm. Spatialopløsningen i digitale billeder kan også udtrykkes som pixelantal pr. måleenhed, og fosforplader genererer generelt billeder med en lavere spatialopløsning end sensorer, afhængigt af fabrikat og aflæsningsopsætningen i scanneren.

Kontrastopløsningen eller bit-dybden (antal mulige gråtoner en pixel kan antage) i digitale intraorale billeder ligger mellem otte (256 gråtoner) og 16 (65.536 gråtoner), hvor billedfilstørrelsen (hvor meget plads billedet optager i lageret) vokser ligefrem proportionalt med opløsningen. For fosforpladesystemer er scannetiden desuden proportional med opløsningen i billedet. Man bør derfor overveje, om man har brug for meget høj opløsning i intraorale billeder. En tidlig undersøgelse har vist, at der ikke var nogen forskel i den diagnostiske rigtighed mellem digitaliserede billeder med 6 og 8 bit dybde (7). To nylige cariesdiagnostiske undersøgelser viste, at rigtigheden for at opdage en læsion kun i ringe grad var influeret af en høj spatialopløsning i billedet (8,9) eller i en øgning i bit-dybden fra 8 bit til 12 eller 16 bit inden for det enkelte røntgensystem (9). En undersøgelse af rigtigheden af at vurdere placeringen af en endodontisk fil fandt derimod, at 12-bit-billeder gav rigtigere information end 8-bit-billeder (10).

### Dynamik i receptoren

Intraorale røntgenreceptorer har varierende dynamikområde, dvs. hvor stor variation i bestråling receptoren tillader, hvor der stadig dannes et brugbart billede (11-15). Om billedet er brugbart, afhænger også af receptorens signal-til-støj-forhold (13,15,16), da nogle receptorer ved lave eksponeringer fremstiller et »kornet«, støjfyldt billede (for lille signal-støj-ratio). Fosforpladesystemer er tidligere vist at have bredere dynamikområde end CCD-sensorer (12,14). Forsøg med forskellige intraorale receptorer dynamikområde til at fremstille et lavkontrastobjekt viste, at film, fosforplader og enkelte sensorer havde et bredt dynamikområde, mens CMOS-sensorer havde smallere dynamikområde, og en nyligt markedsført sensor havde det smalleste dynamikområde af alle (17). Fosforpladerne ydede deres bedste ved en høj eksponering (70 kV), mens de fleste af sensorerne ydede deres bedste ved 65 kV, og nogle endda ved 60 kV. Sensorerne er derfor mere strålefølsomme end film og fosforplader (se senere).

### Fejl under billedannelsen

#### Film

Ved hårdhændet håndtering af film kan der forekomme ridser i emulsionen, der fremstår som hvide streger i det færdige billede. Spild af væsker på filmen inden fremkaldningen kan give anledning til sorte eller hvide pletter på den fremkaldte film (1).

Den væsentligste årsag til et dårligt filmbillede er fremkaldningen. Hvis fremkaldervæsken ikke er frisk, fremstår billedet uden kontrast, hvis fikservæsken ikke er frisk eller tiden i den for kort, vil billedet med tiden antage en gullig-brun farve, der ødelægger dens diagnostiske egenskaber. Hvis filmen overeksponeres eller overfremkaldes, øges densiteten, og den kan blive helt sort. Der findes stringente retningslinjer for kvalitetskontrol af filmfremkaldning, som alle tandlæger skal overholde (18). Hvis mørkekammer/fremkaldermaskine ikke er lystætte, giver det anledning til diffus sværtning af filmen med dårligere kontrast til følge.

#### Fosforplader

Fosforplader får relativt let defekter i fosforlaget, der efter scanning ses som hvide pletter/streger på billedet. Er der opstået en ridse, ses denne naturligvis på samtlige billeder optaget med denne plade (Fig. 1). En undersøgelse har vist, at en ældre pladetype fik synlige ridser ved en belastning med 20 g, mens nye pladetyper får ridser ved belastning med mellem 50 og 100 g (19). En fosforplades modstanddygtighed over for mekanisk påvirkning influerer på

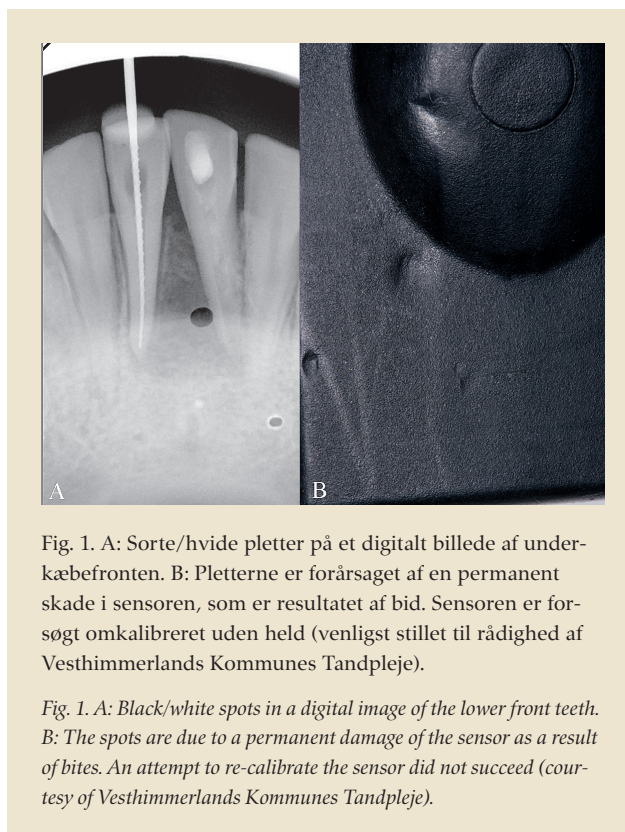


Fig. 1. A: Sorte/hvide pletter på et digitalt billede af underkæbefronten. B: Pletterne er forårsaget af en permanent skade i sensoren, som er resultatet af bid. Sensoren er forsøgt omkalibreret uden held (venligst stillet til rådighed af Vesthimmerlands Kommunes Tandpleje).

Fig. 1. A: Black/white spots in a digital image of the lower front teeth. B: The spots are due to a permanent damage of the sensor as a result of bites. An attempt to re-calibrate the sensor did not succeed (courtesy of Vesthimmerlands Kommunes Tandpleje).

pladens levetid i tandlægepraksis. En tidligere undersøgelse viste, at ældre pladetyper blev bedømt som »ikke-diagnostiske« efter omkring 50 ganges brug (20). En nylig undersøgelse viste, at man kunne øge pladernes levetid ved at pakke dem i posen sammen med et papindlæg (21). Der bør ikke anvendes pincet i forbindelse med at føre pladen ind i scanneren, da dette øger risikoen for at ridse pladen.

Forskellige scannere til intraorale fosforplader viser billedet forskelligt (19). Nogle scannere skal inden scanning have information om, hvilken pladestørrelse der skal scannes (fx Digora fmx scanner). Billedet vises i denne størrelse, uanset om der er hvide områder eller ej (fx blændeafskæring) i billedet. Andre scannere udviser »intelligens« og aflæser kun det område af pladen, der har modtaget stråling, og tilpasser herefter billedets størrelse efter det eksponerede område (fx Digora Optime og Vista scannere). I disse scannere kan det ikke ses, om der har været anvendt en lille pladestørrelse, eller der er lavet en blændeafskæring under optagelsen.

Fosforpladen tåler påvirkning med synligt lys i et kort øjeblik under udpakningen. Scanneren kan derfor stå i normal rumbelysning. Flere undersøgelser har dog vist, at

jo højere lysintensitet og jo længere denne varede, jo større informationstab i pladen (22-24). Selvom pladen forbliver indpakket efter eksponeringen, sker der en objektivt målt effekt på pixel-intensiteten efter nogle timer, hvis den ligger i dagslys (25,26). Forudsat at pladen blev placeret i fuldstændig mørke inden scanningen, kunne der ikke konstateres nogen ændring i den subjektive opfattelse af billedkvaliteten efter syv dage (25).

Nogle scannere har en indbygget lyskilde, der sørger for, at pladen »renses« fuldstændig for information, inden den kommer retur fra scanneren; i andre scannere skal man efterfølgende belyse pladen med en stærk lyskilde for at sikre en ren plade inden næste eksponering. En undersøgelse har vist, at der ikke var forskel på kvaliteten af det næste billede, efter en plade (i DenOptix scanner) var blevet belyst i henholdsvis fem og 98 sekunder (27).

En undersøgelse konkluderede, at arbejdstiden for en helstatusoptagelse med fosforplader var mellem 27 og 31 minutter, og der var ikke forskel på fosforpladesystemer (22).

#### Sensorer

»Blooming«-fænomenet optræder hos nogle sensorer i forbindelse med overeksponering af sensoren. Dette betyder, at pixel i et område »udbrænder« og fremtræder helt sorte/»døde« på billedet. En forklaring er, at der sker et »overflow« af energi i nogle af portene. Dette skyldes, at grænsen for sensorens dynamik overskrides, og pixel i visse områder »overmættes«. Dette forringer billedkvaliteten og kan vanskeliggøre tolkningen i cervikalområdet, hvor det først optræder. Desuden kan den marginale knoglekant mistes på billedet, hvilket kan fejltolkes som knogletab. Fænomenet sås for nogle CCD-sensorer, mens der ved eksponering på CMOS-sensorerne ikke opstod »blooming« (19).

Der kan opstå fysiske skader i sensorerne, hvis de tabes på gulvet, eller hvis en patient bider hårdt i overfladen (Fig. 2).

#### Patientundersøgelse

Spørgeskemaundersøgelser til tandlæger, der arbejder med digitale røntgensystemer, har vist, at det er den lettere efterbehandling af billedet (hurtig billedgengivelse, ingen fremkaldning, mulighed for billedforbedring), der ses som det største attraktiv ved et digitalt system (4,28). De fleste tandlæger angiver dog at have haft problemer med deres digitale system, og mange anvender film sideløbende (29,30).

Sensorerne er meget tykkere end film, og de fleste er forbundet med computeren ved hjælp af en ledning, som kan være stiv og vanskelig at få plads til. Nogle fosforpla-

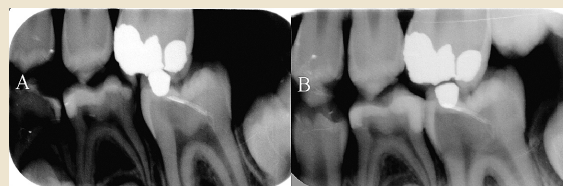


Fig. 2. A: Ridser i en fosforplade ses som hvide streger projiceret over -6. B: Samme fosforplade er ved et tilfælde anvendt til samme region hos samme patient efter en tidsperiode (frembrud af -4). Der er kommet en ny ridse i pladen horisontalt over +6,7 (venligst stillet til rådighed af Jammerbugt Kommunes Tandpleje).

Fig. 2. A: Scratches in a phosphor plate seen as white stripes projected over 36. B: The same plate has by coincidence been used for the same region in the same patient after a time period (eruption of 34). A new scratch has appeared in the plate horizontally over 26,27 (courtesy of Jammerbugt Kommunes Tandpleje).

der indpakkes i en plastpose, der har skarpe kanter, og der kan ikke bøjes et hjørne. De digitale receptorer kan derfor volde problemer for patienten og operatøren under en intraoral optagelse.

#### Ubehagsfølelse

I en tidligere undersøgelse blev en CCD-sensor (32x45x7,5 mm ydre mål) og en fosforplade (35x45x2 mm ydre mål) sammenlignet ved, at patienten registrerede sin følelse af ubehag i forbindelse med en bitewingundersøgelse (31). Patienterne registrerede større ubehag med sensorer end med fosforplader (31,32). En tilsvarende undersøgelse sammenlignede ubehaget under anvendelse af tre sensorer, to fosforplader og film til optagelse af visdomstænder i underkæben. Alle digitale receptorer følte mere ubehagelige end film (33); fosforplader var mindre ubehagelige end sensorer, og tykke sensorer med ledning var som forventet mere ubehagelige end tyndere sensorer og sensoren uden ledning. I 12 af 220 visdomstandsregioner i underkæben kunne patienten ikke acceptere, at der blev placeret en sensor i regionen, mens to patienter ikke kunne acceptere filmen (33). Der blev i en anden undersøgelse ikke fundet forskel på ubehagsopfattelsen mellem optagelser foretaget med en sensor med ledning og den samme sensortype, men uden ledning (5).

#### Fejl og omtagninger

Hvis patienten føler ubehag ved at have receptoren i munden, vil dette formentlig resultere i flere tilfælde af

billeder med positioneringsfejl. En undersøgelse af billeder sendt til et forsikringselskab viste, at der var væsentligt flere positioneringsfejl i de digitale billeder end i film-baserede billeder (34).

I en tidlig undersøgelse fandtes, at omkring  $\frac{1}{4}$  af optagelser udført med markedets første CCD-sensor (svarende til en størrelse-0 film) måtte tages om, fordi det aktuelle område ikke var med på billedet (35). Der opstod flere positioneringsfejl, når en bitewingundersøgelse blev udført med den største CCD-sensorstørrelse sammenlignet med en fosforplade; begge receptorer af nogenlunde samme højde og bredde som filmen (31), men sensoren væsentligt tykkere end pladen. En anden undersøgelse har vist, at der blev lavet flere omtagninger, når periapikale røntgenoptagelser blev udført med en CCD-sensor sammenlignet med film (36). 6 % af filmene blev taget om, mens dette var tilfældet for 28 % af sensorbillederne. I forbindelse med røntgenundersøgelse af underkæbeviddomstænder blev dobbelt så mange billeder taget om, når der anvendtes sensorer, end når der anvendtes fosforplader (33).

Når positioneringsfejl fører til omtagninger, øges naturligvis tidsforbrug og patientdosis. Der er behov for mere information om de åbenlyse besværligheder, når en sensor skal placeres og holdes i position under eksponeringen i forbindelse med intraorale røntgenundersøgelser i tandlægepraksis.

### *Dosis til patienten*

Med film af E-speed er der ca. 20 % reduktion i absorberet dosis i forhold til D-speed, og med ældre sensorer og fosforpladesystemer kan der opnås en »acceptabel« billedkvalitet med omkring 30-60 % strålebesparelse pr. enkelt-eksponering i forhold til E-speed-film (14,37,38).

Forskellen mellem den dosis, der kræves for et diagnostisk »optimalt« billede til en dentalfilm og en digital receptor, er dog mindsket de seneste år. Dette skyldes, at filmen over de sidste 20 år er øget i følsomhed fra en D-speed over en E-speed og E-speed+ til en F-speed film (fx Kodak Insight, når den er maskinfremkaldt). Samtidig er scannetiden reduceret til ca. otte sekunder for et nyere fosforpladesystem (Digora Optime), hvilket gør, at pladen må »mættes« yderligere med stråling inden scanning. For at opnå en god billedkvalitet er der derfor for nuværende ingen væsentlig strålebesparelse for nyere fosforpladesystemer i forhold til film, mens der stadig er en besparelse pr. enkelt-eksponering med de fleste sensorer (39,40).

En sensor har imidlertid et aktivt billedfelt, der er mindre end for film og fosforplader, hvilket kan medføre, at man for at dække det samme område med en sensor som

med film (fx en bitewingundersøgelse dækkende præmolare og molare) må udføre to eksponeringer med sensoren. Det er vist, at selv med den største sensorstørrelse er der i gennemsnit gengivet to tandflader færre på en bite-wingoptagelse foretaget med en sensor i forhold til den samme optagelse med film eller fosforplade (31). Da strålefeltets størrelse (danske regler: maks. 6 cm i diameter for en rund tubus og 4x5 cm for en rektangulær tubus) kun sjældent tilpasses det mindre sensorareal i form af yderligere indblending, betyder to optagelser i stedet for én nødvendigvis dobbelt stråledosis til patienten. For at mindske belastningen bør tandlæger, der arbejder med sensorer, tilpasse strålefeltets størrelse til receptorens stråleaktive areal.

En del sensorer har en snæver dynamik og danner intet billede ved for høje eller lave stråledoser. Hvis eksponeringen ikke er tilpasset sensorens dynamiske område, fås intet billede, mens patienten dog har fået stråledosen. For en del af sensorerne er der desuden et relativt lille billedaktiverende område (»trigger zone«), som skal rammes af stråling, før der kan dannes et billede – hvis man skyder forbi dette (blændeafskæring), dannes intet billede (19).

Spørgeskemaundersøgelser til alment praktiserende tandlæger har vist, at tandlæger med digitale receptorer tager flere billeder og laver flere omtagninger end tandlæger, der arbejder med film (29,41).

Når man sammenholder omtagningsfrekvens, antal nødvendige billeder, der skal til for at dække det område, man vil fremstille, og stråledosis til den enkelte eksponering, er det usandsynligt, at der opnås en dosisreduktion ved at anvende sensorer i forhold til at anvende film eller fosforplader.

### **Almen hygiejne mellem optagelserne**

I modsætning til film bliver receptoren til den digitale røntgenoptagelse genbrugt mange gange, hvilket betyder, at problemet med krydskontaminering er større. Fosforpladerne skal transporteres fra munden til scanneren og har derfor potentielt større kontamineringspotentiale end sensoren. Desuden kan fosforlaget ikke tåle aftørring med sæbe eller sprit. Posen bør dog aftørres kortvarigt med sæbe eller spritserviet, når den kommer ud af munden, inden den klippes op og sættes i scanneren. Fig. 3 viser et billede, hvor fosforpladen har fået en skade, sandsynligvis forårsaget af sprit eller anden væske.

En undersøgelse evaluerede en CCD-sensor og en fosforplade med henblik på at vurdere en simpel procedure til infektionskontrol. Der blev på tilfældigt udvalgte dage podet fra sensoren og pladen før og efter optagelse på en

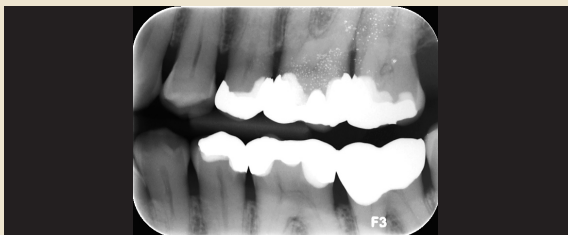


Fig. 3. En digital bitewingoptagelse, der fremstår med hvide pletter i øverste højre hjørne. Skaden kan være forårsaget af tryk/væske/falsk lys.

*Fig. 3. A digital bitewing with white spots in the upper right corner. The damage may be caused by pressure/liquids/light.*

patient samt fra alle instrumenter og scanneren. Resultatet var, at krydskontaminering var et meget lille problem ved de digitale teknikker, idet der ikke kunne dyrkes mundhulebakterier fra nogen af receptorerne (32). En anden undersøgelse af infektionskontrol i forbindelse med optagelser på fosforplader viste ligeledes, at receptoren blev minimalt kontamineret, når den var pakket i plastpose under optagelsen (42).

## Diagnostik med film og digitale billeder

### Betragtning af røntgenbilledet

#### Film

Røntgenfilm skal aflæses på en lys-/betragtningsskabe, der skal have en tilstrækkelig høj (> 1700 cd/m<sup>2</sup>) og gerne variabel luminans. En effektiv metode til at eliminere blænding og til at udelukke forstyrrende rumbelysning (3) består i at anvende en betragtningsskikkert, der samtidig forstørret billedet 1½-2 gange.

#### Det digitale billede

Det digitale billede skal betragtes på en computermonitor (Fig. 4). Monitoren fås i mange udgaver, der varierer i udseende og pris. Tidligere var fladskærme (LCD) dyre i forhold til en almindelig, såkaldt CRT-skærm, men i dag fås relativt prisvenlige fladskærme, ligesom skærmen på den bærbare pc er forbedret i kvalitet.

Det er tidligere vist, at cariesdiagnostik var lige så validt, når billedet blev betragtet på en LCD-monitor som på en CRT-monitor (43). Nyere undersøgelser har vurderet nye skærmtyper og fundet, at typen havde ringe effekt på den diagnostiske rigtighed i forbindelse med at opdage carieslæsioner i digitale røntgenbilleder. Lavprismonitoren

forringede ikke den diagnostiske rigtighed, og højprismonitorer (ca. 25.000 DKK) med høj opløsning og digitalt signal, såkaldte »diagnostiske« monitorer, øgede ikke rigtigheden (44,45). Det er dog vigtigt, at lys- og kontrastforhold for skærmen er optimalt indstillet. Det er vist i en nylig svensk undersøgelse, at mange tandlæger, som arbejdede med digital røntgenoptagelse, betragtede billederne på en skærm, der havde dårlig opløsning, og hvor lys og kontrast ikke var optimalt indstillet (46), og disse forhold blev dokumenteret at være af stor vigtighed for rigtigheden af cariesdiagnostik (47).

En anden vigtig faktor i forbindelse med vurderingen af et digitalt billede er lysforholdene i det rum, hvor man betragter billedet. Rumbelysningen bør ikke være højere end 50 lux under betragtningen af digitale røntgenbilleder for at få det bedste diagnostiske udbytte (47), og det er vist, at klinikere var dårligere til at opdage sande carieslæsioner i stærkt kliniklys på en bærbar pc-monitor, end hvis de skærmede monitoren af med et klæde (48). Fig. 4 viser et forslag til afskærmning af monitoren, når denne står på klinikken.

Digitale billeder kan naturligvis printes på papir eller foliefilm (49). Dette vil dog være forbundet med noget tab af kvalitet, og alle digitale billeder bør primært læses på en skærm.

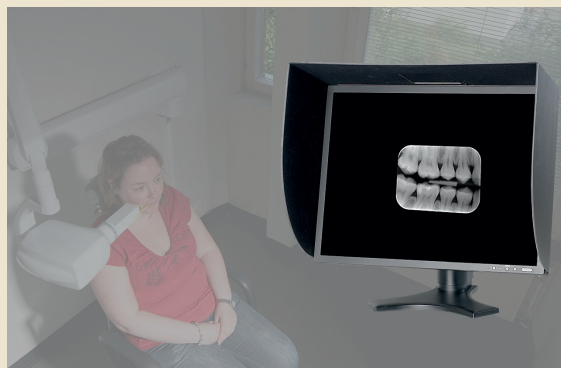


Fig. 4. En digital bitewing betragtes på en computermonitor. I en tandklinik oplyst med kraftigt lys fra lamper og vinduer anbefales det stærkt, at monitoren er godt afskærmet, og at lys og kontrastforhold på monitoren er optimalt indstillet for at opnå størst mulig rigtighed i forbindelse med diagnostik af carieslæsioner (Foto: Jan Unneberg, UiO).

*Fig. 4. A digital bitewing is viewed on a computer monitor. In a dental clinic with bright ambient light it is highly recommended to use a hood around the display and optimize the brightness and contrast settings of the monitor to achieve optimal caries diagnostic accuracy (Foto: Jan Unneberg, UiO).*

### Den diagnostiske værdi af billedet

Der er, siden den digitale æra startede, publiceret et større antal oversigtsartikler omhandlende den diagnostiske værdi af digitale røntgenbilleder sammenlignet indbyrdes eller med konventionelle film. Følgende oversigter på engelsk kan bruges, hvis man vil have et overblik over anvendelsen og værdien af det digitale billede inden for forskellige områder: den filmløse tandlægepraksis (50-54), cariesdiagnostik (55-58), pædodonti (59), endodonti (60) og ortodonti (61). Imidlertid sker der en stadig udvikling af receptorerne, og en undersøgelse af en given digital receptor vil kun være relevant så længe denne receptortype findes på markedet. Der vil derfor i den følgende gennemgang af den diagnostiske værdi af det intraorale billede kun være medtaget resultater fra undersøgelser, der er op til fem år gamle.

Der blev den 1. juli 2008 foretaget en systematisk søgning i PubMed på søgekriterierne: »dental AND digital AND radiograph\*«, som gav 563 resultater, og derefter en søgning på »intraoral AND digital AND radiograph\*«, som gav 77 resultater. Der var sat en femårs begrænsning på publikationsår. Resultaterne blev derefter håndsorteret, og kun undersøgelser, der indeholdt en diagnostisk vurdering af et intraoralt digitalt system, eventuelt sammenlignet med film, blev medtaget. Undersøgelser, der udelukkende vurderede den subjektive opfattelse af billedets kvalitet (»skønhedskonkurrence«) og undersøgelser af aluminiumstestfantomer etc., blev udeladt.

### Carieslæsioner

Der blev i 2006 publiceret en større oversigtsartikel om intraorale digitale receptorer anvendt til diagnostik af carieslæsioner (58). Den overordnede konklusion var, at der kun i ganske få tilfælde kunne påvises en væsentlig forskel mellem de digitale receptorsystemer og den konventionelle film. Siden er der publiceret yderligere undersøgelser indeholdende F-speed film (Kodak Insight), og en ny undersøgelse har vist, at der ikke var forskel på E-speed og F-speed-film og et sensorsystem (62).

Efter oversigtsartiklen blev publiceret, er der sket opdatering af nogle af de digitale systemer, og nye versioner af såvel fosforpladesystemer som CCD/CMOS-sensorer er markedsført. En undersøgelse fandt, at der ikke var forskel på den nye og gamle udgave af et fosforpladesystem (Digora fmx og Optime) eller et CMOS-sensorsystem (Schick med ledning og trådløs) (39), ligesom der ikke blev fundet forskel mellem E-speed-film og CMOS-sensoren med ledning (63). En undersøgelse evaluerede syv sensorsystemer og fandt, at en sensor skilte sig ud (RVG-Kodak) ved,

at sensitiviteten var højere, men specificiteten lavere end for de andre systemer, og desuden var der større variation mellem observatørerne (64). Risikoen for falsk positive observationer var lavere for to digitale systemer (Dixi og Digora fmx) end for film og højere for et af systemerne (Digora Optime), og observatører uden erfaring med digitale billeder havde en seks gange så høj risiko for at lave en falsk positiv fejl som observatører med erfaring (65). Et senere studie har dog fundet, at fosforpladesystemet (Digora Optime) havde en højere diagnostisk rigtighed end både et sensorsystem og film til okklusalcariesdiagnostik og var mere uafhængigt af kilovolt-tallet (66). Tomografisnit, konventionelle eller fra dental CT-scanning, er ikke vist at forbedre diagnostikken af carieslæsioner sammenlignet med digitale intraorale optagelser (67,68).

En kliniker ønsker at vide, hvor dyb en røntgenologisk synlig demineralisering er i virkeligheden, og desuden om der er en kavitet i en approximalflade, der ikke er tilgængelig for klinisk inspektion. Endnu har ingen røntgensystemer vist sig pålidelige til at skelne mellem en demineralisering med og uden kavitet i en approximalflade, men fremtidens lavdosis dental CT-apparat kunne have denne mulighed. Dette problem afventer yderligere undersøgelser.

### Endodontisk behandling

Øjeblikkelig billeddannelse, som man tilnærmelsesvis opnår med CCD-sensorerne, er en lettelse under endodontisk behandling, og undersøgelser har været udført med henblik på at bedømme rigtigheden af rodfilmål. En undersøgelse fandt ingen forskel i rodlængdemål mellem to film og to digitale sensorer med og uden billedbehandling af billederne med en størrelse 015 rodfil i kanalen (69), mens en anden fandt, at billedbehandling resulterede i mindre målefejl, når en sensor blev anvendt frem for film (Kodak RVG 6000 sensor) (70). Den samme sensor fandtes også bedre til at visualisere den ekstra mesio-bukkale kanal i overkæbemolarer i forhold til et fosforpladesystem (DenOptix) og film (Insight Kodak) (71). Til at undersøge, om rodfyldninger var utætte, var et sensorsystem ikke bedre end film, uanset om billedbehandling blev anvendt (72).

### Marginal og apikal knogle

Det marginale knogleniveau kunne måles lige så reproducerbart i røntgenbilleder optaget med et digitalt sensorsystem som med film (73). En anden undersøgelse fandt, at der med det digitale system vurderedes knogletab i flere regioner end med film (74), mens en tredje vurderede, at de digitale billeder var bedre end film til at påvise vertikale knogledefekter (75). Forskellige digitale receptorer var

ikke anderledes end film, når observatørerne skulle vurdere peri-implantære knogledefekter eller periapikale læsioner (76-78).

Med tilgængeligheden af digitale receptorer er det blevet enklere at foretage røntgenoptagelser inden, under og efter implantatindsættelse, da softwaren til de intraorale digitale røntgensystemer yder let tilgang til kalibrering for længdemål og vurdering af tæthedsændringer i den peri-implantære knogle.

#### *Rodfraktur*

En undersøgelse fandt, at en CCD-sensor var bedre end et fosforpladesystem til at lokalisere horisontalt forløbende rodfrakturer (79), mens en anden undersøgelse ikke fandt forskelle mellem en CCD-receptor og film til at diagnosticere vertikale rodfrakturer i rodbehandlede tænder (80).

#### *Dentalmaterialer*

Det kan være af interesse at kunne skelne røntgenologisk mellem forskellige dentalmaterialer, fx i forbindelse med retsodontologiske undersøgelser. To undersøgelser viste, at densitetsmål på den konventionelle film var bedre til at skelne mellem dentalcementer og resinbaserede materialer end et digitalt system (81,82), mens en anden undersøgelse fandt, at receptorerne var lige gode til at skelne mellem forskellige materials radiopacitet (83).

### **Billedbehandling efter optagelsen**

I modsætning til film, som er færdigbehandlet, når den kommer ud af fremkaldermaskinen, er et digitalt billede ikke statisk. En digital receptor installeres sammen med producentens software, der anvendes til at vise billedet efter eksponeringen, til en efterfølgende billedbehandling og til lagring af billedet. Der kan fra producentens side være foretaget en forbehandling af billedet, inden det vises på skærmen. Formålet med disse automatiske filtre er at optimere billedet, ofte skarpheden, inden det vises for brugeren, og filtreringen foregår uden brugerens kendskab eller mulighed for indblanding. Denne forbehandling kan give anledning til varierende grader af støj i et ikke-eksponeret område af pladen (19).

Eftersom softwaren oftest er dedikeret til en bestemt digital receptortype, er det af interesse at vide, om et billede optaget i en dedikeret software har lige så høj diagnostisk værdi, hvis det læses i en anden (generel) software. Parodontale defekter kunne måles lige så nøjagtigt i den generelle software som i den dedikerede (84); det samme gjaldt for rodlængde (85), og rigtigheden af cariesdiagnostik var heller ikke forskellig (86,87). Dette fremmer

kommunikationen af billeder mellem tandlæger, der ikke har samme software at se billedet i.

Softwaren indeholder forskellige muligheder for brugerstyret billedbehandling: zooming, densitetsændring, kontrastændring, forstærkningsfiltre, gråtoneinvertering (hvid til sort og vice versa); konvertering af gråtoner til pseudofarver og desuden målemetoder med mulighed for at opnå mål i absolutte, sande mm efter kalibrering af billedet til et objekt med kendt størrelse. For alle røntgensystemer er der mulighed for efterbehandling af billedet i softwaren, men programmerne varierer i udseende og brugervenlighed. Ved hjælp af billedbehandling kan man anvende et billede til diagnostik af såvel det marginale knogleniveau som carieslæsioner, hvortil billedet bør være mørkere. Man opnår dog det bedste resultat ved at optage billedet med en optimal sværtning og kontrast fra starten, således at efterbehandling kun i mindre omfang er nødvendigt, da billedbehandling alt andet lige følges af øget støj i billedet.

Både studerende og tandlæger synes at anvende billedbehandling, når denne findes, dog anvendes mest sværtningsændring, kontrastforstærkning og ændring af gammafunktion (88,89). I en spørgeskemaundersøgelse om, hvilke faktorer der fandtes vigtige for en digital receptor, prioriterede tandlægerne kontrastopløsningen som det vigtigste (90). Hvis røntgeneksponeringen har været tilpasset receptoren, således at billedet fremstår med tilstrækkelig sværtning, har stort set alle undersøgelser vist, at billedbehandling ikke øger det diagnostiske udbytte til cariesdiagnostik (91-94). Konvertering af gråtonebilledet til farver øgede heller ikke rigtigheden for at måle det marginale knogleniveau (95); kun til at måle længden af små rodfile i forbindelse med endodontisk behandling har anvendelsen af skarphedsfiltre øget den diagnostiske rigtighed (96,97).

De seneste år har der fra såvel producent- som forskerside været fokus på udvikling af »diagnosespecifikke« billedbehandlingsalgoritmer, der skulle udmønte sig i, at et tryk på en given knap ville optimere billedet til en given diagnostisk opgave, fx cariesdiagnostik. Der er fundet små, men lovende forskelle i rigtigheden af cariesdiagnostik under anvendelse af disse filtre (98-100), og det sidste ord er ikke sagt for denne diagnostiske mulighed.

#### *Automatisk billedanalyse*

Computerstøttet billedanalyse har været undersøgt inden for adskillige diagnostiske områder (101), men foreløbig er der kun ganske få kommercielt tilgængelige programmer på markedet. Et program til automatisk cariesdiagnostik, Logicon®, har vist ikke at medføre en øget diagnostisk rigtighed i forhold til observatørens egen bedømmelse



uden brug af programmet (102,103). Der er således ikke for nuværende valide programmer til automatisk analyse til rådighed, som kan støtte eller overtage tandlægens funktion i røntgendiagnostikken af tandbilleder.

### Arkivering og kommunikation af film og digitale billeder

Intraorale film kan købes som enkelt- eller dobbeltfilm-pakninger. De fleste tandlæger anvender enkeltfilm og har ikke mulighed for at foretage kopiering af røntgenfilm. Det skal være forbundet med megen omhu at arkivere filmen korrekt sammen med patientens andre journaldata, og det er følsomt at sende sin originalfilm til tredjepart. Det er ikke ukendt, at en undersøgelse må udføres igen på grund af en bortkommet film.

Det digitale billede lagres elektronisk, og enhver tandklinik bør have en automatisk »backup«-funktion af elektroniske data, fx en gang i døgnet, således at der sker minimalt datatab, hvis elektronikken svigter. Et elektronisk billede kan naturligvis »kopieres« i ubegrænset omfang uden tab af kvalitet.

Digitale billeder kan sendes over internettet. Billedet skal eksporteres fra sin billeddatabase til et kendt billedformat (fx tif- eller bmp-filformat). Billedet kan billedbehandles før eksporten, og stort set alle digitale systemer har en facilitet, så billedet bevares i den behandlede udgave efter eksport. Billedfilen bør krypteres inden forsendelse til fx en anden tandlæge, da patientbilleder hører til journaldata. Modtageren af billedet behøver kun en konventionel pc med tilhørende software for at kunne se et digitalt billede, men kan så ikke nødvendigvis selv efterbehandle billedet, hvis softwaren ikke tillader dette.

Digitale billeder kan ændres permanent, uden at dette nødvendigvis bagefter er synligt for klinikerne. Dette øger muligheden for at forfalske informationer i et digitalt billede i forhold til i den konventionelle film (104,105).

Kompression af en billedfil kan nedsætte behovet for arkivplads, enten den er reversibel eller irreversibel. Den irreversible billedkompressionsalgoritme, JPEG, ændrer pixelværdierne uopretteligt og medfører derfor en destruktion af det originale billede (106). En undersøgelse har bedømt effekten af forskellige JPEG-kompressionsrater, hvor kompressionen resulterede i, at billedet fyldte 20 %, 8 %, 5 %, og 3 % af det originale (107). I forbindelse med cariesdiagnostik på okklusalfalder var der ingen sammenhæng mellem den diagnostiske rigtighed og billedkompressionen, mens der for approximalfalder fandtes en kontinuerligt forringet rigtighed jo højere kompressionsrate. Andre har fundet, at moderate kompressionsrater ikke medførte

en forringet diagnostik af periapikale læsioner (108), og en oversigtsartikel har konkluderet, at moderate kompressionsrater kan anvendes i den kliniske hverdag (109). Hvilke detaljer der mistes i et komprimeret billede, afhænger af den originale billedinformation (110). I visse lande, fx Tyskland, er det i konflikt med loven at anvende irreversibel kompression som primær lagring, da alle originale billed-data skal gemmes. En generel anbefaling også til nordiske tandlæger må derfor være, at billedkompression ikke anvendes i den primære lagring af digitale billeder.

### English summary

#### *Film and digital radiographic receptors*

X-ray film emulsion consists mainly of silver halide grains, which after exposure are reduced to metallic silver in the basic – or more recently ascorbic acid-based – developmental process. Ascorbic acid-based chemicals are less toxic and do not smell and should be preferred in dental practice. The dentists can choose between the film and three well established digital receptors for intraoral radiography, the CCD-based (»charge-coupled device«) sensor, the CMOS-based (»complementary metal oxide silicon«) sensor and the photostimulable phosphor plate (PSP). The spatial resolution (line pairs/mm) in images from intraoral examination is lower in many digital systems than in the dental film and varies between approximately 6 and 20 lp/mm. The contrast resolution or bit depth (number of possible shades of grey available) in digital intraoral images is between 8 (256 grey shades) and 16 (65,536 grey shades), and the image file (size of the image) increases in proportion to the resolution. For caries diagnosis no studies have found differences between intraoral digital images with various resolutions; for endodontic file measurements 12-bit images had higher accuracy than 8-bit images. PSP systems have a larger dynamic range than CCD and CMOS sensors, i.e. PSPs tolerate more variation in exposure settings.

Film technology implies that the emulsion can be damaged, and image quality is highly dependent on the developmental chemicals and procedure. PSP plates are scratched at loads between 50 and 100 grams. Some scanners for PSP plates possess »intelligence« and display only the exposed part of the image. The plate loses information if exposed to light after exposure before scanning, but no subjective change can be perceived in the image up to 7 days after exposure if the plate is stored in complete darkness. A »blooming« phenomenon may occur in CCD-based images after over-exposure to the sensor, leading to burned-out areas at the bone crest or cervical part of the tooth.

Patients' feeling of unpleasantness during an intraoral

radiographic examination is higher with digital receptors than with film. PSP plates are less unpleasant than sensors, and thicker sensors are as may be expected, more unpleasant than thinner sensors and a wireless sensor. Many more retakes – up to double as many – are needed when performing bitewings or a periapical examination of the third molar region with CCD sensors than with PSP plates or film. An »acceptable« image quality can be obtained with sensors and older versions of PSP systems using approximately 40-70 % of the radiation dose needed for E-speed film at a single exposure. However, a reduced scanning time in present PSP systems among other factors implies that radiation dose should be the same to the PSP plate as to film in order to obtain an optimal quality image. The smaller image field in sensors compared with PSP plates and the more retakes that are performed add to the conclusion that overall, no dose saving exists with digital systems compared to film. Even though the digital receptors are re-used for exposure of many consecutive patients, cross-contamination seems not be a problem since bacteria from the oral cavity could not be cultured from PSP plates when these were packed in envelopes during exposure. The sensors can be wiped with alcohol tissue while the plates do not tolerate wiping.

Film should be read on a light box with a reasonable luminance (> 1700 cd/m<sup>2</sup>), and digital images are read on the computer monitor. Recent high-cost LDC monitors do not increase caries diagnostic accuracy, and older low-cost monitors do not impair accuracy. Many dentists however need to adjust light- and contrast settings of their monitor, which together with the intensity of the room light < 50 lux, is important for the caries diagnostic outcome. Most diagnostic studies of digital intraoral images show no differences in diagnostic accuracy between digital receptors and film or among the digital systems. Several reviews are published within the areas of caries diagnosis, endodontics, paediatric dentistry and orthodontics.

One of the advantages of digital imaging compared with film – besides the lack of wet chemicals – is the ability to change the image after capture. The software contains various possibilities for post-processing of the image: zooming, density and contrast changes, enhancement filters, grey scale inversion, conversion of grey shades to pseudo-colour and measurements in true mm after calibration of the image to an object with known size. Though the software is usually dedicated to a particular digital receptor type, general software may provide as accurate measurements and diagnostic accuracy as the system-dependent ones. If the digital image is optimally exposed

the use of enhancement has little effect on the diagnostic outcome. The development of »task-specific« enhancement algorithms may in the future be an aid for the dentist as well as automatic computer-assisted image analysis.

Film radiographs are often mislaid, and few dentists use double film or make film copies. A digital image can be »copied« infinitely to third parties, but the file of a patient should be encrypted before sent over the Internet. When exported from its original software, the digital image may be fraudulently changed, undetectable to the observer. Irreversible image compression, like JPEG changes the pixel values and implies a destruction of the original image. For caries lesion detection, the diagnostic accuracy may be impaired with high compression rates, but which details are lost in a compressed image depends on the initial information in the image. Generally, compression should be avoided in the primary storage of digital images.

## Litteratur

Listen omfatter 40 numre. Den fuldstændige liste kan rekvireres hos førsteforfatteren.

1. White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology. Principles and interpretation. Mosby, 5th Edition, 2004.
2. Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GC, van der Stelt PF. Sensitometric and clinical evaluation of a new F-speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 40-4.
3. Wenzel A, Sewerin I. Stråledoser, stråleskader, strålehygiejne. Munksgaard, 2. udgave, 2005.
4. Wenzel A, Møystad A. Decision criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 197-202.
5. Tsuchida R, Araki K, Endo A, Funahashi I, Okano T. Physical properties and ease of operation of a wireless intraoral x-ray sensor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100: 603-8.
6. Gröndahl HG, Wenzel A, Borg E, Tammissalo E. An image plate system for digital intraoral radiography – The Digora. *Dent Update* 1996; 23: 334-7.
7. Wenzel A. Effect of varying gray-scale resolution on detectability of bone lesions in intraoral radiographs digitized for teletransmission. *Scand J Dent Res* 1987; 95: 483-92.
8. Berkhout WE, Verheij JG, Syriopoulos K, Li G, Sanderink GC, van der Stelt PF. Detection of proximal caries with high-resolution and standard resolution digital radiographic systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 204-10.
9. Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 418-22.
10. Heo MS, Han DH, An BM, Huh KN, Yi WJ, Lee SS et al. Effect of ambient light and bit depth of digital radiographs on observer performance in determination of endodontic file position. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: 239-44.

11. Wakoh M, Farman AG, Scarfe WC, Kelly MS, Kuroyanagi K. Perceptibility of defects in an aluminum test object: a comparison of the RVG-S and first generation VIXA systems with and without added niobium filtration. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 211-4.
12. Borg E, Gröndahl HG. On the dynamic range of different x ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 82-8.
13. Borg E, Attaelmanan AG, Gröndahl HG. Image plate systems differ in physical performance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 118-24.
14. Berkhout WE, Beuger DA, Sanderink GC, van der Stelt PF. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 1-5.
15. Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99: 485-9.
16. Attaelmanan AG, Borg E, Gröndahl HG. Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001; 91: 611-5.
17. Wenzel A, Søybye I, Andersen M, Erlendsson T. Intraorale digitale receptorerers dynamikområde og evne til at fremstille et lavkontrastobjekt. *Tandlægebladet* 2007; 14: 1080-6.
18. Skov SJ, Sewerin I. Konstanskontrol af fremkaldeprocessen ved brug af dentalrøntgenanlæg med spændinger til og med 70 kV. *Tandlægebladet* 2000; 104: 250-4.
19. Borch V, Østergaard M, Gotfredsen E, Wenzel A. Identifikation af billedfejl, der er særlige for røntgenoptagelse med digitale intraorale receptorer. *Tandlægebladet* 2008, 112: 720-31.
20. Bedard A, Davies TD, Angelopoulos C. Storage phosphor plates: how durable are they as a digital radiographic system? *J Comtemp Dent Pract* 2004; 5: 57-69.
21. Molander B, Gröndahl H-G. Durability of storage phosphor plates. Abstract 44, Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Beijing, China 2007.
22. Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG. Time and motion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 315-8.
23. Aknediz BG, Gröndahl HG, Kose T. Effect of delayed scanning of storage phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99: 603-7.
24. Aknediz BG, Gröndahl HG. Degradation of storage phosphor images due to scanning delay. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 74-7.
25. Ang DB, Angelopoulos C, Katz JO. How does signal fade on photo-stimulable storage phosphor imaging plates when scanned with a delay and what is the effect on image quality? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 102: 673-9.
26. Martins MG, Whaites EJ, Ambrosano GM, Haiter-Neto F. What happens if you delay scanning Digora phosphor storage plates (PSPs) for up 4 hours? *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 143-6.
27. Lopes SL, Cruz AD, Ferreira RI, Bóscolo FN, Almeida SM. Image quality in partially erased DenOptix® storage phosphor plates. *Braz Oral Res* 2008; 22: 78-83.
28. Berkhout WE, Sanderink GC, van der Stelt PF. A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 93-9.
29. Wenzel A, Møystad A. Experience of Norwegian general dental practitioners with solid state and storage phosphor detectors. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 203-8.
30. Hellén-Halme K, Rohlin M, Petersson A. Dental digital radiography: a survey of quality aspects. *Swed Dent J* 2005; 29: 81-7.
31. Bahrami G, Hagström C, Wenzel A. Bitewing examination with four digital receptors. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32: 317-21.
32. Wenzel A, Frandsen E, Hintze H. Patient discomfort and cross-infection control in bitewing examination with a storage phosphor plate and a CCD-based sensor. *J Dent* 1999; 27: 243-6.
33. Matzen LH, Christensen J, Wenzel A. Patient discomfort and retakes with periapical radiography of mandibular third molars using digital receptors and film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008; accepted for publication.
34. Hellén-Halme K, Johansson PM, Håkansson J, Petersson A. Image quality of digital and film radiographs sent to the Dental Insurance Office in Sweden for treatment approval. *Swed Dent J* 2004; 28: 77-84.
35. Horner K, Shearer AC, Walker A, Wilson NH. Radiovisiography: an initial evaluation. *Br Dent J* 1990; 168: 244-8.
36. Versteeg CH, Sanderink GC, van Ginkel FC, van der Stelt PF. An evaluation of periapical radiography with a charge-coupled device. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 97-101.
37. Gonzalez L, Moro J. Patient radiation dose management in dental facilities according to the X-ray focal distance and the image receptor type. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 282-4.
38. Kaeppeler G, Dietz K, Herz K, Reinert S. Factors influencing the absorbed dose in intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 506-13.
39. Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. A comparison of older and newer versions of intraoral digital radiography systems. Diagnosing noncavitated proximal carious lesions. *JADA* 2007; 138: 1353-9.
40. Wenzel A, Hansen J. Radiation dose associated with intraoral digital receptors and F-speed film. An experimental study. *Oral Radiol* 2008; submitted.

### Forfatteroplysninger:

*Ann Wenzel*, professor, lic. et dr.odont., Afdeling for Oral Radiologi, Tandlægeskolen i Århus, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Aarhus Universitet, Vennelyst Boulevard, DK-8000 Århus C, Danmark, tlf.: +45 89424162, fax: +45 86196029.  
e-mail: awenzel@odont.au.dk

*Anne Møystad*, førsteamanuensis, dr.odont, Spesialist i kjeve og ansiktsradiologi, Avdeling for kjeve-og ansiktsradiologi, Institutt for klinisk odontologi, Universitetet i Oslo, P.O. Box 1109, Blindern, 0317 Oslo, Norge, tlf.: +47 22852256, fax: +47 22852347.  
e-mail: amoystad@odont.uio.no