

Direkte digital røntgenteknik på tandklinikken

Ann Wenzel

Der er mange hensyn at tage når en tandlæge tænker på at skifte den velkendte røntgenfilm ud med en direkte digital røntgenteknik.

Formålet med denne oversigt er at beskrive hvad tandlægen skal overveje i forbindelse med implementering af direkte digital røntgenteknik på klinikken, og hvilken evidens der eksisterer for den diagnostiske værdi af de digitale røntgensystemer.

Artiklen er baseret på en artikel som tidligere er publiceret i *International Journal of Computerized Dentistry* 1999; 2: 269-90.

Direkte digital intraoral røntgenteknik vinder indpas i odontologisk praksis, og antallet af tandlæger som allerede er eller ønsker at gå over til digital røntgenteknik, stiger.

I øjeblikket kan tandlægen vælge mellem to veletablerede teknologier til direkte digital billeddannelse, den CCD-baserede (*charge-coupled device*) sensor og den stimulerbare fosforplade. CCD-systemerne har en ledning der forbinder sensoren og computeren, og billedet bliver vist næsten momentant på computerens skærm efter at man har trykket på eksponeringsknappen. I fosforpladesystemet bliver der under eksponering med røntgenstråling dannet et latent billede i fosforlaget. Denne information bliver frigivet når pladen stimuleres med lys af en bestemt bølgelængde i en laserskanner (1). Der er i dag flere firmaer på markedet der anvender disse to principper. I nærværende oversigt anvendes betegnelsen direkte digital billeddannelse (filmløs) for begge de ovennævnte principper.

Indtil for nylig kunne CCD-sensorerne kun fås i små størrelser, hvorved 1-2 tænder blev gengivet i én eksponering. Det var overordentligt besværligt, for ikke at sige umuligt, at foretage traditionelle bitewing-optagelser med disse sensorer. Nu udføres CCD-sensorerne også i størrelser der modsvare en traditionel filmstørrelse nr. 2. Sensorerne er dog stadig stive og noget tykkere end film, og hos nogle patienter er det umuligt at foretage en bitewing-undersøgelse, selv med den store sensor (2). Det må være et krav at udviklerne af sensorerne tænker på samtidig at udvikle sensorholdere der er anvendelige til en bitewing-undersøgelse og praktiske i brug. Fosforpladerne findes i forskellige størrelser, fra størrelse 0 til størrelse 4 for nogle systemer. Pladerne er fleksible til en vis grad, men kan ikke bukkes som filmen.

Næsten hver dag kommer der nye digitale røntgensystemer til tandlæger på markedet, og det kan være vanskeligt at følge med i udviklingen. De forskellige forhandlere og anden information om systemerne kan imidlertid ses på hjemmesiden: <http://www.odont.aau.dk/rad>, som opdateres kontinuerligt. Der er allerede tidligere publiceret et antal oversigtsartikler over de forskellige digitale intraorale røntgensystemer og deres fordele (1,3-7):

1. En udtalt tidsbesparelse for tandlægen, idet der er ingen eller meget kort ventetid mellem eksponeringen og det færdige billede.
2. Der er ingen våd fremkaldningsproces med anvendelse af kemikalier, hvilket betyder mindre forurening og ingen fremkalderroff.
3. Der er en udtalt dosisbesparelse da de direkte digitale systemer behøver meget mindre dosis end film for at opnå samme sværtningsgrad (8).

4. Det er lettere at opbevare og kommunikere digitale billeder elektronisk (9,10), og kopier af et digitalt billede kan sendes til andre, uden at man mister originalen.
5. De direkte digitale receptorer (i hvert fald fosforpladen (8,11,12)) har en meget større eksponeringsdynamik end filmen således at over- og undereksponering ikke så let forekommer.
6. Det digitale billede er et dynamisk billede, idet kontrast og sværtning kan tilpasses den diagnostiske opgave således at det samme billede kan anvendes til fx caries- og parodontaldiagnostik.

Formålet med denne oversigt er at beskrive hvad tandlægen skal overveje i forbindelse med implementering af direkte digital røntgenteknik på klinikken, og hvilken evidens der eksisterer for den diagnostiske værdi af de digitale røntgensystemer.

Tidsforbrug og økonomi

Den første og måske mest appellerende fordel for den tandlæge der går over til direkte digital røntgenteknik, er nok den tidsbesparelse der opnås ved ikke at skulle bruge kemikalier til fremkaldning. Herved ændres arbejdsrutinen markant. Der er ingen tvivl om at der med alle digitale systemer spares tid sammenlignet med film, hvis undersøgelsestiden beregnes fra filmen sættes ind i patientens mund til det endelige røntgenbillede er blevet arkiveret. En undersøgelse har vist at der anvendtes i gennemsnit 160 sek. til to bitewing-optagelser, hvis man brugte CCD-sensor, og 206 sek. hvis man brugte fosforpladen (13), begge dele naturligvis meget mindre, end for en filmbaseret undersøgelse, hvor ca. 7 min. bruges alene på fremkaldningen.

På den anden side er anskaffelsesprisen for de digitale systemer formentlig den største begrænsende faktor for at danske tandlæger går over til den digitale teknik (i resten af artiklen refereret til som: »direkte digital røntgen«), som vist i en nylig interviewundersøgelse (14). I en pilotundersøgelse er det beregnet at der ikke var større forskelle på de totale udgifter for film sammenlignet med et digitalt system over et års brug (15). Grundlaget for beregningen var at en røntgenfremkalder holder i 10 år, og at et digitalt systems livsperiode er fem år. Sådanne beregninger kan naturligvis variere meget mellem forskellige tandklinikker, og der er endnu ikke nok oplysninger om systemernes stabilitet i dagligt brug og udgifter til reparationer. I en interviewundersøgelse med danske praktiserende tandlæger som alle anvendte direkte digital røntgen, mente de som havde lavet beregninger på udgifterne at systemet ville tjene sig hjem på 1-3 år, og at tidsbesparelsen i gennemsnit var tre kvarter per dag (14).

I forbindelse med patientundersøgelsen

En anden faktor som tandlægen skal overveje, er forskellen mellem filmen og den digitale receptor når den anbringes i patientens mund. Den digitale receptor er stivere end filmen, og specielt CCD-sensoren er meget tykkere. Desuden er sensoren jo forbundet med computeren vha. en ledning som kan være stiv og vanskelig at bøje. Sensorerne kan derfor volde problemer for patienten og for undersøgeren. I en nylig undersøgelse blev en CCD-sensor og en fosforplade sammenlignet ved at patienten scorede sin følelse af ubehag på en 100-mm visuel analog skala (VAS) i forbindelse med en posterior bitewing-undersøgelse (2). CCD-sensoren var den nyligt markedsførte Trophy RVG, XL sensor, 32×45×7,5 mm ydre mål (Trophy Radiologie Inc., Paris, France), som blev sammenlignet med Digora fosforpladen, 35×45×2 mm ydre mål (Soredex/Orion Corp., Helsinki, Finland). Begge receptorer blev anvendt til alle patienter. Resultatet var at 58% af patienterne foretrak Digora pladen, 30% RVG-sensoren, mens 12% ikke angav nogen præference. Gennemsnits-scoren for patientens ubehag var signifikant højere med RVG-sensoren end med Digora pladen.

Hvis patienten føler ubehag ved at have sensoren i munden, vil dette formentlig i flere tilfælde resultere i et billede med positioneringsfejl. En undersøgelse har vist at det var nødvendigt at tage flere billeder om når periapikale røntgenoptagelser blev udført med en CCD-sensor sammenlignet med film (16). Seks procent af filmene skulle tages om, mens

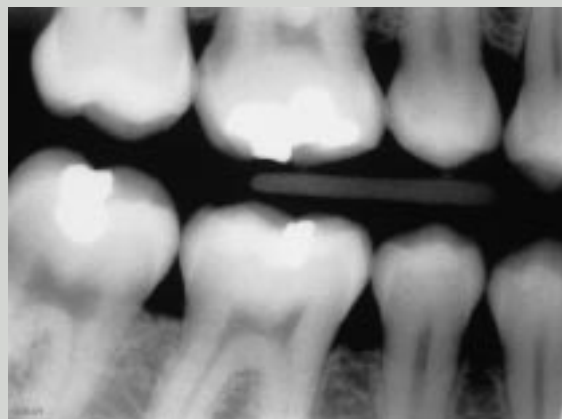


Fig. 1. Bitewing-billede optaget med Trophy RVG, XL sensor. Der blev fundet flere positioneringsfejl med denne teknik end med fosforpladen.

Fig. 1. Bitewing taken with the Trophy RVG, XL sensor. More errors were observed with this technique than with the storage phosphor plate.

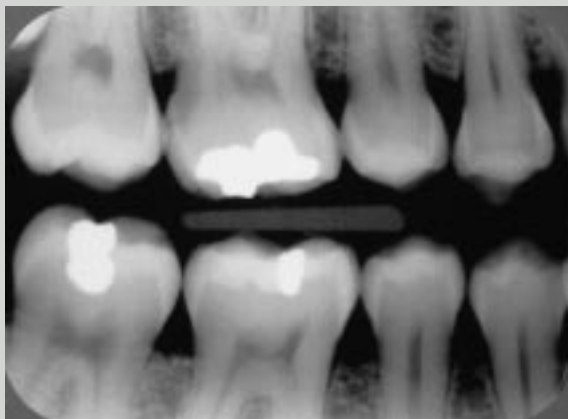


Fig. 2. Bitewing-billede optaget med Digora fosforpladen.

Fig. 2. Bitewing taken with the Digora phosphor plate.

dette var tilfældet for 28% af sensorbillederne. Omtagelserne skyldtes udelukkende positioneringsfejl og ikke sværtningsfejl under optagelsen eller fremkaldningen. Nye data (personlig meddelelse, *Hintze & Wenzel*, april 1999), har ligeledes dokumenteret at der opstod flere positioneringsfejl når en bitewing-undersøgelse blev gennemført med en CCD-sensor sammenlignet med en fosforplade; begge receptorer af nogenlunde samme højde og bredde som filmen (Fig. 1-2). Når positioneringsfejl fører til omtagninger, øges naturligvis tidsforbruget og patientdosis. Der er behov for mere information om de åbenlyse besværligheder når sensoren skal placeres og holdes i position under eksponeringen i den daglige kliniske rutine. På den anden side undgår man fejl i forbindelse med fremkaldningsprocessen. Antallet af omtagninger hos danske tandlæger var signifikant øget hos dem der anvendte CCD-teknik, i forhold til dem der anvendte fosforpladeteknik (14).

En anden ting tandlægen bør overveje, er forskellen i billedfeltets størrelse mellem en almindelig film og de digitale receptorer. Som før nævnt var CCD-sensorerne små i begyndelsen af den digitale æra, mens der nu er nogle fabrikater der udbyder sensorer af næsten samme størrelse som film. I en tidlig undersøgelse fandtes at omkring $\frac{1}{4}$ af optagelser udført med markedets første CCD-sensor måtte tages om fordi det aktuelle område ikke var med på billedet (17). Til en del diagnostiske opgaver er den lille sensor derimod tilstrækkelig, fx endodonti, traumatiserede tænder, resorptioner etc.; men til cariesdiagnostik og bedømmelse af det marginale knogleniveau er bitewing-teknikken, hvor man i én eksponering får gengivet tændernes kroner og den marginale knogle i både over- og underkæbe, en veletableret og meget

valid teknik. Man kan ikke udføre en tilfredsstillende bitewing-undersøgelse med de små CCD-sensorer, og eftersom de større sensorer ikke kan anvendes hos alle patienter, er det nødvendigt at tandlægen har begge sensorstørrelser på klinikken hvis han baserer al intraoral radiografi på optagelser med et CCD-system. En interviewundersøgelse med danske tandlæger har vist at de fleste som har CCD-sensorer, stadig anvendte almindelig film til bitewing-undersøgelse. De få CCD-brugere som ikke havde film på klinikken længere, udførte 4-8 periapikale optagelser i hver side af munden til erstatning for den traditionelle bitewing (14).

Mellem patientundersøgelserne

I den digitale røntgenoptagelse bliver receptoren genbrugt nærmest ubegrænset, hvilket betyder at problemet med krydskontaminering er vigtigere end for film. Fosforpladerne skal transporteres fra munden til skanneren og medfører derfor potentielt større kontamineringsproblemer end sensoren. Der eksisterer én undersøgelse hvor en CCD-sensor (RVG) og en fosforplade (Digora) blev evalueret mhp. at finde en simpel procedure til infektionskontrol. Der blev anvendt gummihandsker under hele undersøgelsen, og mellem patienterne blev sensoren og dens ledning desinficeret med sprit-serviet, og på samme måde blev Digoraens skanneråbning og den anvendte pincet og saks desinficeret. Der blev anvendt pincet til at føre pladen fra plastikkuverten ind i skanneren og ligeledes fra skanneren og ud til genpakning. Der blev på tilfældigt udvalgte dage podet fra sensoren og pladen før og efter optagelse på en patient samt fra alle instrumenterne og skanneren. Resultatet var at krydskontaminering må siges at udgøre et meget lille problem ved de digitale teknikker, idet der ikke kunne dyrkes mundhulebakterier fra nogen af receptorerne og kun få hudbakteriekolonier fra kanten af pladen (2). Den kliniske hygiejne kan yderligere øges ved at man anvender et gummitastatur eller en tastaturafdækning som kan desinficeres med sprit eller vaskes i sæbe mellem patienterne.

Nedsættelse af dosis til patienten

Intraoral digital røntgen giver mulighed for en væsentlig dosisnedsættelse sammenlignet med film. Fosforpladen har en stor dynamisk bredde, idet en god billedkvalitet kan opnås ved omkring 5% af den dosis der er nødvendig for en E-speed film (10). Til diagnostik af okklusale og approssimale caries-læsioner bedømt på fosforpladebilleder kunne det vises at en eksponeringstid på 6% af E-speed filmens var tilstrækkelig til at opnå samme diagnostiske rigtighed (18), mens yderligere dosisreduktion gav dårligere diagnostik. Det samme er fundet for måling af længden af rodfile (19). CCD-sensorerne

arbejder ved 20-50% af den dosis filmen behøver. De har en snævrere dynamik end fosforpladen, og dosis skal således ligesom for filmen tilpasses patienten. Imidlertid er det sådan at man kan opnå glimrende billedkvalitet på fosforpladen også ved meget høje eksponeringer.

Det har hidtil ikke været kendt om der i tandlægepraksis faktisk sker en væsentlig dosisnedsættelse i forbindelse med brug af fosforpladen. Problemet er ikke lige så stort for CCD-sensorerne som ikke tolererer meget høje eksponeringer, men her er problemet at sensorerne jo er meget mindre end filmen, og at man derfor bør indblænde strålefeltets størrelse til sensorens størrelse. Det var således glædeligt gennem en interviewundersøgelse med danske tandlæger at erfare at stråledosis faktisk var blevet reduceret hos alle digitale røntgenbrugere, hos majoriteten gennem en nedsættelse af eksponeringstiden (14). Kun på én af de klinikker der arbejdede med den lille CCD-sensor, var der imidlertid gjort tiltag for at indblænde strålefeltet.

Betragtning og arkivering af digitale billeder

Det digitale billede skal betragtes på en monitor. Betragtningens betingelserne på CRT-monitor er i en undersøgelse blevet sammenlignet med en laptop LCD-monitor (20). LCD-monitoren gav en lige så god diagnostisk sikkerhed i forbindelse med cariesdiagnostik som CRT-monitoren og film. En anden undersøgelse har studeret effekten af at vise det digitale billede i forskellig størrelse på monitoren sammenlignet med størrelsen af en bitewing-film (21,22). Et meget forstørret digitalt billede gav en dårligere diagnostik af apikale carieslæsioner end et reduceret billede (21). Ligeledes viste en anden undersøgelse under anvendelse af fosforpladen at det diagnostiske udbytte var lige så stort i det digitale billede hvor noget af informationen var mistet, som i den konventionelle film (22).

Et fuldt digitalt billede kræver adskillige kilobytes når det skal lagres i computeren. Prisen for en megabyte er faldet dramatisk, men på samme tid er kravene til arkivplads steget hvis både intraorale røntgenbilleder, panorama- og kranierøntgenbilleder, kliniske billeder og andre digitale data skal gemmes elektronisk. Kompression af billedet kan nedsætte behovet for arkivplads, enten det er i den reversible eller irreversible form. En undersøgelse har bedømt effekten af irreversible billedkompression (JPEG) hvor kompressionen resulterede i at billedet fyldte 20%, 8%, 5%, og 3% af det originale (23). I forbindelse med cariesdiagnostik på okklusalflder var der ingen sammenhæng mellem den diagnostiske rigtighed og billedkompressionen, mens der for approximalflader fandtes en kontinuerligt forværret diagnostik jo højere kompressionsrate.

Billedstandarder og kommunikation af digitale billeder

I en tandlægepraksis med mange behandlingsrum er det hensigtsmæssigt at det digitale billede kan kommunikeres internt mellem rummene, såvel som eksternt fra klinikken til andre instanser. At billedfilformaterne er standardiserede er en absolut nødvendighed for at digitale billeder kan sendes mellem klinikker hvis ikke patienten skal blive taberen når han ønsker at skifte tandlæge. Allerede i begyndelsen af den dentale digitale æra var standardisering af billedformater et ofte debatteret spørgsmål, idet alle udviklere af dentale digitale røntgensystemer opfandt deres egne filformater. Der eksisterer imidlertid en velbeskrevet billedstandard, kaldet TIFF (*Tagged Image File Format*), og efter nogle kaotiske år (24) blev dette format da også inkluderet i de fleste røntgensystemer, i hvert fald som en facilitet når billeder skulle eksporteres fra systemet. I de senere år er en ny standard blevet udviklet på det medicinske område, DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine* (25)) som også er blevet foreslået til tandlægestanden (26). DICOM er imidlertid udviklet mhp. at dække adskillige forskellige filtyper til mange forskellige funktioner på hospitalsområdet, og det er spørgsmålet om en sådan mammutstandard overhovedet er praktisk på tandlægeområdet (DICOM = *Damned Inconvenient COMMunication*).

Til intern kommunikation skal der anvendes et netværk hvis det digitale billede skal kunne ses på flere klinikker, et såkaldt IMACS (*Image Management and Communications System*). På Røntgenafdelingen på Tandlægeskolen i Århus findes flere forskellige digitale røntgensystemer. For at være i stand til at se billeder optaget med disse udstyr, er der blevet udviklet et IMACS program kaldet DigiView (27) som sætter klinikerne i stand til at se en given patients digitale billeder på alle skolens pc'er (Fig. 3). Patientens røntgenbilleder bliver vist med billedkilde, billedbeskrivelse og undersøgelsesdato. Dette har lettet vejen for installation af direkte digital røntgen på studenterklinikkerne. Alle billeder skal imidlertid ses på pc-skærmen, idet der ikke er mulighed for at udføre »hardcopies« af tilstrækkelig god kvalitet, på fx en laserprinter.

Til den eksterne kommunikation er en laserprintkopi på papir eller transparent ikke af tilstrækkelig diagnostisk kvalitet. I dag kan billederne imidlertid transmitteres over Internettet, web- eller e-mail-baseret, via telefon eller ISDN-linier. Modtageren af billedet behøver kun en konventionel pc med tilhørende software for at kunne se et digitalt billede når det er eksporteret i TIFF-format. Da laserprintkopien har en dårligere kvalitet end det digitale »software«-billede, kan tandlægen risikere at denne kopiform ikke bliver godtaget i forbindelse med bl.a. forsikringsager. Proceduren må derfor



Fig. 3. DigiView IMACS programmet der viser en patients røntgenbilleder.

Fig. 3. The DigiView IMACS program displaying a patient's radiographs.

være at det digitale billede sendes på en diskette eller via e-mail til vurderingsmanden som bør kunne se det på en pc-skærm.

Klinisk-diagnostiske undersøgelser med digital røntgen

Det er velkendt at opløsningen (liniepar per mm) er lavere i de fleste digitale røntgensystemer end i den konventionelle dentalfilm. Spatialopløsningen varierer mellem de forskellige digitale systemer fra ca. 6 til 20 lp/mm, men linieopløsningen er ikke nødvendigvis den bedste parameter til at afgøre hvor godt man skelner sundt væv fra patologisk. Ofte vil en høj billedkontrast være en vigtigere faktor til at øge den diagnostiske rigtighed, specielt når det gælder cariesdiagnostik. Kontrastopløsningen i intraorale digitale røntgensystemer varierer fra den mest anvendte 8-bit dybde (256 gråtoner) til 12-bit dybde i nogle af systemerne (4096 gråtoner). Det er et spørgsmål om dette store antal gråtoner er nødvendigt i dentale røntgenbilleder, og en undersøgelse har da også vist at der ikke var nogen forskel i den diagnostiske rigtighed mellem 6-bit og 8-bit gråtonebilleder (28). Kontrast og sværtningsforhold kan ændres separat i et digitalt røntgenbillede, mens det for film gælder at en sværtningsøgning, uden at kontrasten samtidig ændres, kun kan opnås ved at øge røntgendosis. En undersøgelse har vist at når disse billedbehandlingsfaciliteter er til stede, bliver de også brugt af observatørerne, hvis disse finder at billedet ikke har optimal sværtning og kontrast (29). En anden undersøgelse konkluderede at billedbehandling er en fordel for nogle observatører, men

at det er tidsrøvende at finde den rigtige billedbehandlingsprocedure (30). I to undersøgelser er det vist at observatørerne foretrak de manipulerede billeder i forhold til de ikke-manipulerede i diagnostikken af periapikal sygdom (31,32) og anatomiske strukturer, men ikke til at opdage caries i bite-wing-billeder (31). Danske tandlæger har alle erklæret at de anvender kontrast- og sværtningsmanipulation som en rutine når de diagnosticerer på deres digitale billeder (14). Den mulighed at man kan ændre den basale billedinformation permanent, kan have nogle juridiske implikationer (33,34), da det diagnostiske indhold i et billede kan ændres uden at dette umiddelbart kan erkendes (35).

Der findes adskillige undersøgelser i litteraturen der har sammenlignet den diagnostiske værdi af digitale røntgenbilleder og konventionelle film. I det følgende opgøres resultater fra diagnostiske undersøgelser inden for områderne: caries, endodonti, marginal og apikal knogle, implantologi, rodresorptioner og cefalometri. Undersøgelser af mere teknisk art der sammenligner de digitale systemer, er ikke indeholdt i denne oversigt.

Cariesdiagnostik

I begyndelsen af den digitale periode blev det digitale billede frembragt ved at den almindelige film blev digitaliseret vha. et videokamera eller en skanner, såkaldt indirekte digital røntgenteknik. De første undersøgelser af rigtigheden af cariesdiagnostik med digitale billeder blev udført med den indirekte metode (36-39). I 1988 blev det første direkte digitale CCD-system introduceret (40). Når digitaliserede film blev sammenlignet med optagelser fra dette system, fandtes ingen signifikante forskelle mellem metoderne (41). En anden rapport har beskrevet at der ikke var forskelle mellem to CCD-systemer og to filmtyper (42). For omtrent fem år siden blev det første system der anvender en stimulerbar fosforplade, introduceret til intraorale røntgenoptagelser (1). En undersøgelse demonstrerede at der ikke var statistisk signifikante forskelle mellem tre CCD-baserede systemer og dette fosforpladesystem (Fig. 1-2) til at opdage okklusale og approximale carieslæsioner (43). Det er ligeledes vist at fosforpladen gav samme cariesdiagnostiske udbytte som film til okklusale læsioner, mens en ny elektronisk cariesmonitor gav signifikant mere korrekte diagnoser (44). Et nyligt udviklet CCD-system gav ligeledes samme udbytte som film til approximale carieslæsioner (45). I diagnostikken af caries i primære tænder var der ingen forskel på fosforpladesystemet og film mht. at opdage kaviteter i overfladen (46). Fosforpladen var også lige så lidt anvendelig som film til at finde caries i forbindelse med glasionomercementfyldninger efter tunnelpræparation (47).

Det er blevet forsøgt at udvikle diagnostisk målrettede

algoritmer med det formål at forstærke fremstillingen af en okklusal carieslæsion (39). Der blev imidlertid ikke opnået nogen signifikant effekt med disse algoritmer, ligesom der heller ikke kunne påvises forskelle mellem forstærkede og ikke-forstærkede CCD-baserede digitale billeder (41). For aproksimalflader fandtes der ligeledes ingen forskel mellem ikke-manipulerede, histogrammanipulerede og inverterede digitaliserede billeder og den konventionelle film (48). En undersøgelse demonstrerede oven i købet at forstærkede CCD-baserede billeder havde en lavere diagnostisk rigtighed end de ikke-manipulerede billeder og film, ligeledes i aproksimalflader (49). I en enkelt undersøgelse er en kontrastforstærkningsalgoritme udviklet til cariesdiagnostik i aproksimalflader fundet at give en bedre diagnostisk sikkerhed anvendt på fosforpladebaserede røntgenbilleder end de ikke-forstærkede billeder og den konventionelle film (50). Alle ovennævnte undersøgelser er udført i laboratorieforsøg hvor et sandt udtryk for tændernes sygdomstilstand kan tilvejebringes.

Et lille antal kliniske undersøgelser har sammenlignet konventionelle og digitaliserede film (51,52). Det er fundet at lidt færre carieslæsioner blev opdaget i digitale billeder end i konventionelle bitewing-billeder (51), og at læsionens dybde blev lidt underestimeret på de digitale billeder (53). En anden undersøgelse fandt at diagnoser opnået med disse to røntgenteknikker var stærkt korrelerede, og at den digitale metode var i stand til at følge selv en lille aproksimal cariesprogression (52). En undersøgelse har vist at diagnostisk præcision bedømt vha. kappastatistik ikke var forskellige med et nyt digitalt system og film (54). Der er inden for de sidste år publiceret et større antal oversigtsartikler omhandlende digital røntgen og cariesdiagnostik (7,55-58).

Endodonti

Øjeblikkelig billeddannelse, som man opnår med CCD-sensorerne, er en lettelse under endodontisk behandling, og et antal undersøgelser har været udført mhp. at bedømme rigtigheden af rodfilmål. En tidlig undersøgelse fandt ingen forskel mellem synligheden af rodkanalen på det digitale billede og film under anvendelse af den første CCD-sensor på markedet (59). To af de tidlige CCD-sensorer er blevet sammenlignet med filmen til måling af en størrelse 015 rodfil med det resultat at en af CCD-sensorerne gav mindre rigtige mål end filmen når billederne blev vist på monitor, men ikke når de blev printet på termopapir (60). I en anden undersøgelse blev fire CCD-sensorer bedømt, og alle blev fundet dårligere end filmen til at angive den korrekte længde af en størrelse 010 rodfil, mens kun den ene af sensorerne var signifikant ringere til at bedømme en størrelse 015 fil (61). Fosforpladesystemet

og en senere udviklet CCD-sensor gav begge ringere resultater for størrelse 010 rodfilen og ligeledes for 015 filen når eksponeringstiden blev reduceret. For størrelse 020 og 025 rodfil kunne eksponeringen til fosforpladebillederne ned-sættes så meget som til 6% af filmens uden at forringe diagnostikken (62). En anden undersøgelse har vist at rigtigheden for måling af størrelse 015 rodfilen i fosforpladebilleder var lige så god ved 0,03 sek. eksponeringstid som ved 0,1 sek. (19).

Marginal og apikal knogle

Allerede i begyndelsen af 1980'erne blev en ny teknik, digital subtraktionsradiografi, udviklet efter digitalisering af de konventionelle film (63). Når to røntgenbilleder er optaget med en identisk projektion og derefter subtraheres, bliver teoretisk set alle anatomiske baggrundsstrukturer elimineret. Disse områder fremstilles i subtraktionsbilledet med en neutral mellemgrå tone, mens områder der er ændret i tiden mellem de to røntgenoptagelser, fremstår i mørkere eller lysere gråtoner. Som konvention er det valgt at områder med mineraltab fremstår mørke og områder med mineraløgning fremstår lyse. En forudsætning for at subtraktionsrøntgen kan udføres er at de to billeder der skal subtraheres, er geometrisk identiske med en meget lille variation i projektionen (64).

I 1980'erne blev der udført et stort antal laboratorieforsøg der sammenlignede subtraktionsteknikken med den konventionelle røntgenteknik med det formål at diagnosticere det marginale knogleniveau, og i dag kan det fastslås at subtraktion giver mere rigtig diagnostik af små knogleændringer end man opnår ved at sammenligne to røntgenbilleder konventionelt (oversigtsartikler: 65-68). Nye subtraktionsprogrammer bliver hele tiden udviklet og evalueret, dog stadig mest til forskningsformål, og subtraktion er ikke en almindelig tilgængelig facilitet i de billedbehandlingsprogrammer der tilbydes sammen med de kommercielle digitale røntgensystemer til tandlæger. I forskningssamfundet er digital subtraktion imidlertid en veletableret metode til at bedømme små ændringer i den marginale knogle i relation til longitudinelle undersøgelser af sygdomsprogression og effekten af forskellige behandlingsprocedurer (69-76), i de senere år specielt til at evaluere effekten af forskellige membraner i forbindelse med styret vævsregeneration (77-84) (Fig. 4). Det er vist at man vha. kvantitativ digital subtraktionsrøntgenteknik kan opnå en meget stærk sammenhæng mellem den beregnede og den sande knoglemængde (85-89).

Enkelte undersøgelser har anvendt direkte digitale receptorer til subtraktionsradiografi. En undersøgelse har konkluderet at en CCD-sensor kombineret med et subtraktionsprogram ikke var valid nok til at bedømme det absolutte knogletab i paradontale knogledefekter (90). I forbindelse med kon-

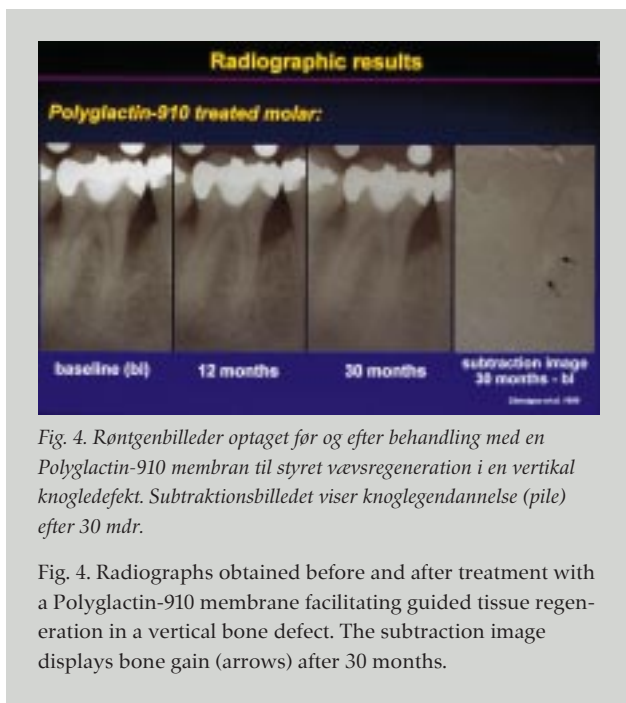


Fig. 4. Røntgenbilleder optaget før og efter behandling med en Polyglactin-910 membran til styret vævsregenerering i en vertikal knogledefekt. Subtraktionsbilledet viser knoglegendannelse (pile) efter 30 mdr.

Fig. 4. Radiographs obtained before and after treatment with a Polyglactin-910 membrane facilitating guided tissue regeneration in a vertical bone defect. The subtraction image displays bone gain (arrows) after 30 months.

ventionelle mål af det marginale knogleniveau på røntgenbilleder var et CCD-baseret digitalt billede ikke mindre korrekt end film (91), og der var heller ingen forskel mellem et CCD-system og fosforpladebilleder (92); disse sidstnævnte gav stadig korrekte mål, selv ved meget lave eksponeringer. Ligesom digitaliserede film kan direkte digitalt eksponerede billeder subtraheres tilfredsstillende, og små knoglelæsioner opdages også mere korrekt i disse subtraktionsbilleder end når de to digitale røntgenbilleder sammenlignes (93,94).

På samme måde gælder det for knoglelæsioner i det periapikale område at subtraktionsbilleder havde en større diagnostisk rigtighed end de konventionelle film (95-97). Det er desuden vist at computeranalyse kan anvendes til at opdage sådanne periapikale knogleændringer (98).

Implantologi

Den digitale subtraktionsrøntgenteknik blev tidligt foreslået også til diagnostik af periimplantære knogleforandringer (99-101), men stadig findes der kun få kontrollerede undersøgelser der har vurderet værdien af subtraktion. En kasuistisk rapport har beskrevet at subtraktion kunne opdage områder med knoglegendannelse, knogletab, eller ingen knogleændringer rundt om implantaterne hos fire patienter (102), og det er blevet foreslået, men ikke egentligt evalueret, at billedforstærkning eller en konvertering af gråtoner til farvetoner kan hjælpe i diagnostikken af periimplantære knogleændrin-

ger (103). I en anden kasuistik blev vævsremodellering påvist i tilknytning til knogledefekterne i farvekonverterede subtraktionsbilleder en måned efter at implantatet var indsat (104). I dyreeksperimentelle studier blev computeranalyse brugt til at evaluere knoglegendannelse i periimplantære defekter (105), og subtraktion blev anvendt til at bedømme healing omkring forskellige implantattyper (106,107). Enkelte kliniske undersøgelser har benyttet sig af digital billedanalyse i evalueringen af tandimplantater. Således var periimplantære knogleforandringer lettere at måle når billederne og måleinstrumenterne var digitale (108) (Fig. 5).

Med tilgængeligheden af de direkte digitale receptorer er det blevet meget lettere at foretage røntgenoptagelser under implantatindsættelsen, og også i opfølgingsperioden yder softwaren til de intraorale digitale røntgensystemer en let tilgang til længdemål og mål af tæthedsændringer i den periimplantære knogle. Det er foreslået at computertomografi (CT-scanning) kan anvendes i forbindelse med behandlingsplanlægningen (100,109) før indsættelse af implantatet, idet CT-billeder giver mere nøjagtige anatomiske mål, både som todimensionale og i et tredimensionalt miljø (110). Der er imidlertid indtil videre ikke fundet forskel på det diagnostiske udbytte af to- og tre-d-proceduren (110), og der er ingen kontrollerede undersøgelser der kan dokumentere at sådanne avancerede radiologiske undersøgelser faktisk har indflydelse på behandlingsplanlægningen eller på implantatets prognose sammenlignet med mere konventionelle røntgen-

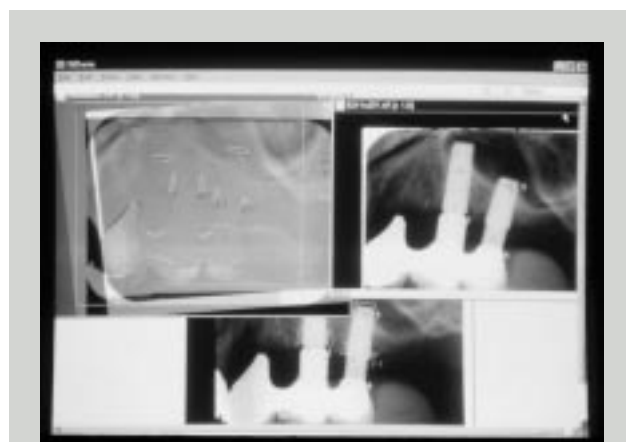


Fig. 5. Røntgenbilleder optaget lige efter og seks mdr. efter implantatindsættelse. På subtraktionsbilledet ses ingen periimplantære knogleforandringer.

Fig. 5. Radiographs obtained just after and six months after implant installment. The subtraction image reveals no periimplant bone changes.

teknikker. En nyudviklet metode, kaldet TACT (111), til at optage og vise de digitale data tredimensionalt, har i laboratorieforsøg vist en større rigtighed i forbindelse med at lokalisere periimplantære defekter end både konventionel film og digitale CCD-baserede billeder (112). Der er imidlertid ingen kliniske undersøgelser endnu der kan støtte dette resultat.

Rodresorptioner

Det er en vanskelig diagnostisk opgave at opdage rodresorptioner på røntgenbilleder. I et laboratorieforsøg blev det bedømt om roddefekter kunne opdages mere korrekt i digitale subtraktionsbilleder end når to film blev sammenlignet (Fig. 6). Subtraktionen var imidlertid ikke til større hjælp (113). En CCD-sensor og et fosforpladesystem gav begge acceptable resultater i forbindelse med at opdage rodresorptionskaviteter, og dét med lavere dosis end film (114). Subtraktionsrøntgenteknikken er blevet anvendt til at bedømme rodresorptioner i hjørnetænder i overkæben efter ortodontisk retraktion i et klinisk studie (115). En metode til at rekonstruere røntgenbilleder optaget med lidt forskellig projektionsvinkling har været anvendt til at følge apikale rodresorptioner efter ortodontisk behandling (116).

Cefalometri

Til ekstraorale røntgenundersøgelser (panorama- og kranie-) er der ligeledes to billedreceptorer på markedet, den CCD-baserede sensor og fosforpladen. Fosforpladen er et velkendt princip i den medicinske radiologi, men temmelig ny for tandlægesystemer. CCD-sensorerne er et nyt koncept til ekstraorale røntgenundersøgelser. En undersøgelse har vist at identifikationen af anatomiske referencepunkter i fosforpla-

debilleder, vist både på monitor og som *hardcopies*, var lige så pålidelig som i konventionelle film (117). Når fosforpladen anvendtes, kunne samtidig en reduktion i eksponeringstiden opnås, uden at dette havde indflydelse på den cefalometriske analyses nøjagtighed (118,119). De anatomiske referencepunkter kunne identificeres reproducérbart på CCD-baserede billeder (Fig. 7) så godt som på film, selv i en lavere lineopløsning end det digitale system var født med (120).

Automatisk computeranalyse

Automatisk computerfortolkning af røntgenbilleder har optaget forskere det seneste årti i forbindelse med at opdage og følge patologiske tilstande i knogle og tænder. Computerstøttet billedanalyse har således været undersøgt inden for adskillige diagnostiske områder (121-129), men foreløbig er der kun ganske få kommercielt tilgængelige programmer på markedet.

Meget tidligt blev et program til automatisk cariesdiagnostik udviklet, og programmet fandtes mere sensitivt end humane observatører, men havde en relativt lav specificitet (130,131). Nyere systemer har vist sig at give et diagnostisk

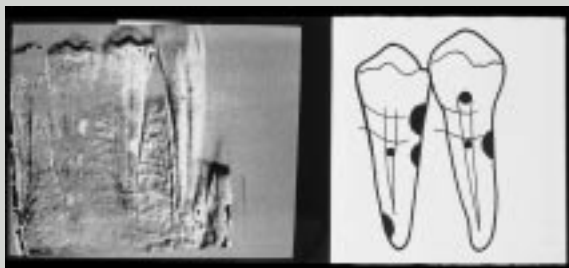


Fig. 6. Inverteret og kontrastforstærket subtraktionsbillede der viser roddefekter (lyse gråtoner). Defekternes kendte lokalisation ses på tegningen til højre.

Fig. 6. Inverted and contrast-enhanced subtraction image displaying root defects (light gray shades). The known localisation of the defects is seen on the drawing to the right.



Fig. 7. Lateralt cefalogram optaget med CCD-sensor og ORTHOPHOS DS Ceph unit (Sirona, Bensheim, Germany).

Fig. 7. Lateral cephalogram taken with the CCD sensor and ORTHOPHOS DS Ceph unit (Sirona, Bensheim, Germany).

udbytte der er mindst lige så godt som humane observatører (132). Et nyligt markedsført automatisk cariesdiagnostikprogram, Logicon, kan anvendes sammen med digitale røntgenbilleder optaget med CCD-sensoren fra Trophy Radiologie. Dette program er lovende, men rigtigheden og præcisionen er endnu ikke bedømt i uafhængige undersøgelser.

Konklusioner fra diagnostiske undersøgelser med digital røntgen

Direkte digitale intraorale røntgensystemer synes generelt at være lige så pålidelige som traditionelle dentalfilm til at opdage patologiske forandringer i tænder og knogle. Kun meget få ud af et relativt højt antal diagnostiske undersøgelser har fundet det modsatte. Der udvikles til stadighed nye systemer, og der er kontinuerligt brug for diagnostiske undersøgelser der evaluerer om disse systemer lever op til standarden. Spatialopløsningen og bit-dybden (kontrasten) øges i de digitale receptorer, og snart vil disse teoretisk være bedre end film. For nuværende er fosforpladen og CCD-teknologien de systemer den almindelige tandlæge kan vælge imellem; men nye receptorer vil dukke op. Om disse vil øge de diagnostiske muligheder der er tilgængelige i dag, bør til stadighed undersøges.

English summary

Direct digital radiography in the dental clinic

New digital radiographic systems for dentistry appear every day, and it can be difficult to keep up with the development. The different manufacturers and other information can, however, be obtained from the homepage: <http://www.odont.aau.dk/rad> which is continuously updated.

This review describes what the dentist should consider when implementing direct digital radiography in the clinic, and what evidence we have for the diagnostic efficacy of digital radiographic systems. It considers the time reduction and economy in the digital systems and the difficulties that may arise during patient examination. The digital receptors are stiffer than film, and for the CCD systems much thicker. In addition, the sensors are connected to the computer by a cord, often also very stiff and difficult to bend. More positioning errors may therefore be the result with a CCD sensor compared with a phosphor plate (Figs. 1-2). Cross-infection control is described, and the use of plastic covers or rubber keyboards suggested.

Dose reduction and dynamic range of the digital receptors is discussed. Since the storage phosphor plate has a very large dynamic range, a good image quality can be obtained at only approximately 5% of the dose needed for E-speed film. The CCD sensors work at exposures of 20-50% of those for film.

They have a narrower dynamic range than the phosphor plate, and the exposure must be attuned to the patient. Display and image storage standards are explained, and a computer program called DigiView described which enables the clinician to view the images for a particular patient by entering the patient's name, birthdate or other recordings (Fig. 3).

The spatial resolution varies among the digital systems, ranging between 6-20 lp/mm, but line pair resolution may not be the only appropriate measure for conspicuity of pathology. It seems that a high image contrast is a more important prerequisite for increasing diagnostic accuracy, particularly for caries diagnosis.

Several studies in the literature have compared diagnostic validity from digital radiographs and conventional film. In this review, results from diagnostic studies within the areas: caries (Fig. 1-2), endodontics, marginal and apical bone (Fig. 4), implants (Fig. 5), root resorption (Fig. 6), and cephalometry (Fig. 7) are discussed. Studies of a more technical nature comparing digital systems are not included. Automated computer-aided image analysis has been investigated in several diagnostic areas, but only very few programs are currently commercially available. Storage phosphors and CCDs are the technologies to choose between for the general dentist, but new types of receptors will appear. Whether this will increase today's diagnostic possibilities is yet to be investigated.

Litteratur

1. Gröndahl H-G, Wenzel A, Borg E, Tammissalo E. An image plate system for digital intraoral radiography. *Dent Update* 1996; 23: 334-7.
2. 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.
3. van der Stelt PF. Digital radiology: deficiencies, failures and other adventures. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 67-8.
4. Wenzel A, Gröndahl H-G. Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent J* 1995; 45: 27-34.
5. Wenzel A. Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. *Int Dent J* 1993; 43: 99-108.
6. Versteeg CH, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 1997; 25: 215-24.
7. Wenzel A. Digital imaging for dental caries. *Dent Clin North Am* (i tryk).
8. Borg E, Gröndahl H-G. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 82-8.
9. Hynes DM, Stevenson G, Nahmias C. Towards filmless and distance radiology. *Lancet* 1997; 350: 657-60.
10. Wenzel A. Digital picture archiving and communication for the dentist. *Dentomaxillofac Radiol* (i tryk).

11. Hildebolt CF, Fletcher G, Yokoyama-Crothers N, Conover GL, Vannier MW. A comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 147-51.
12. Lim KF, Loh E E-M, Hong YH. Intra-oral computed radiography – an in vitro evaluation. *J Dent* 1996; 24: 359-64.
13. Wenzel A, Frandsen E, Hintze H. Bitewing examination with a storage phosphor plate and a CCD-based sensor: a comparison for patient discomfort, time use, and crossinfection control. 5th Symposium on Digital Imaging in Dental Radiology. Amsterdam; 1998 (Abstract No. 4).
14. Wenzel A, Gotfredsen E. Interviewundersøgelse af danske tandlæger der anvender direkte digital røntgenteknik. *Tandlægebladet* 2000; 104: 130-6.
15. Li TKL, Wong J, Seto SK. Comparison of running costs between intraoral digital imaging systems and conventional film. 5th Symposium on Digital Imaging in Dental Radiology. Amsterdam; 1998, (Abstract No. 9).
16. Versteeg CH, Sanderink GCH, van Ginkel FC, van der Stelt PF. An evaluation of periapical radiography with a charge-coupled device. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 97-101.
17. Horner K, Shearer AC, Walker A, Wilson NHF. RadioVisioGraphy: An initial evaluation. *Br Dent J* 1990; 168: 244-8.
18. Huysmans M-CDNJM, Hintze H, Wenzel A. Effect of exposure time on in vitro caries diagnosis using the Digora® system. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 15-20.
19. Borg E, Gröndahl H-G. Endodontic measurements in digital radiographs acquired by a photostimulable, storage phosphor system. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12: 20-4.
20. Ludlow JB, Abreu Jr M. Performance of film, desktop monitor and laptop display in caries detection. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 26-30.
21. Møystad A, Svanaes DB, Larheim TA, Gröndahl H-G. Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 255-9.
22. Svanaes DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl H-G. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification – comparison with conventional radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 82: 94-100.
23. Wenzel A, Gotfredsen E, Borg E, Gröndahl H-G. Impact of lossy image compression (JPEG) on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 351-5.
24. Gotfredsen E, Wenzel A. Image formats and image exchange in digital intraoral radiography systems: Radiovisiography, Sens-A-Ray, and Visualix. *J Dent Res* 1994; 73: 969.
25. ACR-NEMA. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). ACR-NEMA standards publication no. 300-1994. National Electrical Manufacturers' Association; 1994.
26. Benn DK, Bidgood WD, Pettigrew JC. An imaging standard for dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993; 76: 262-5.
27. Gotfredsen E. DigiView, definition, development and implementation of a general-purpose system for viewing patient-related direct digital images. 5th Symposium on Digital Imaging in Dental Radiology. Amsterdam; 1998. (Abstract No. 28).
28. 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.
29. Gotfredsen E, Wenzel A, Gröndahl H-G. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intraoral digital systems. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 34-8.
30. Shrout MK, Russell CM, Potter BJ, Powel BJ, Hildebolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 469-73.
31. Wenzel A, Hintze H. Perception of image quality in direct digital radiography after application of various image treatment filters for detectability of dental disease. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; 22: 131-4.
32. Kullendorff B, Nilsson M. Diagnostic accuracy for digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions. II. Effect of diagnostic accuracy after application of image processing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 82: 585-9.
33. Horner K, Brettle DS, Rushton VE. The potential medicolegal implications of computed radiography. *Br Dent J* 1996; 180: 271-3.
34. Richardson ML, Frank MS, Stern EJ. Digital image manipulation: what constitutes acceptable alteration of a radiologic image? *AJR* 1995; 164: 228-9.
35. Visser H, Krüger W. Can dentists recognize manipulated digital radiographs? *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 67-9.
36. Wenzel A, Fejerskov O. Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars. *Caries Res* 1992; 26: 188-94.
37. Wenzel A, Fejerskov O, Kidd E, Joyston Bechal S, Groeneveld A. Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, processed radiographs. *Caries Res* 1990; 24: 327-33.
38. Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries Res* 1991; 25: 365-71.
39. Wenzel A, Verdonshot EH, Truin GJ, König KG. Accuracy of visual inspection, fiber-optic transillumination, and various radiographic image modalities for the detection of occlusal caries in extracted non-cavitated teeth. *J Dent Res* 1992; 71: 1934-7.
40. Mouyen F, Benz C, Sonnabend JP. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68: 238-42.
41. Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen L, Mouyen F. Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. A comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 72: 621-6.
42. 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.
43. Wenzel A, Borg E, Hintze H, Gröndahl H-G. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and

- storage phosphor systems: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 250-4.
44. Ashley, PF, Blinkhorn AS, Davies RM. Occlusal caries diagnosis: an in vitro histological validation of the electronic caries monitor and other methods. *J Dent* 1998; 26: 83-8.
 45. White SC, Yoon DC. Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 32-8.
 46. Nielsen L-L, Hoernoe M, Wenzel A. Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an in vitro study. *Int J Pediatr Dent* 1996; 6: 167-72.
 47. Wenzel A, Hintze H, Hörsted-Bindslev P. Accuracy of radiographic detection of residual caries in connection with tunnel restorations. *Caries Res* 1998; 32: 17-22.
 48. Dove SB, McDavid WD. A comparison of conventional intraoral radiography and computer imaging techniques for the detection of proximal surface dental caries. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 127-34.
 49. Tyndall DA, Ludlow JB, Platin E, Nair M. A comparison of Kodak Ektaspeed Plus film and the Siemens Sidexis imaging system for caries detection using receiver operating characteristic analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 26: 147-51.
 50. Møystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl H-G. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 202-6.
 51. Hintze H. Screening with conventional and digital bitewing radiography compared to clinical examination alone for caries detection in low-risk children. *Caries Res* 1993; 27: 499-504.
 52. Lawrence HP, Benn DK, Sheiham A. Digital radiographic measurement of approximal caries progression in fluoridated and non-fluoridated areas of Rio de Janeiro, Brazil. *Community Dent Oral Epidemiol* 1997; 25: 412-8.
 53. Versteeg KH, Sanderink GCH, Velders XL, van Ginkel FC, van der Stelt PF. In vivo study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental x-ray film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 84: 210-3.
 54. Naitoh M, Uuasa H, Toyama M, Shiojima M, Nakamura M, Ushida M, et al. Observer agreement in the detection of proximal caries with direct digital intraoral radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85: 107-12.
 55. Wenzel A. New caries diagnostic methods. *J Dent Educ* 1993; 57: 1-5.
 56. Wenzel A. Current trends in radiographic caries imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80: 527-39.
 57. Wenzel A. Digital radiography and caries diagnosis. A review. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 3-11.
 58. Wenzel A, Pitts N, Verdonschot EM, Kalsbeek H. Developments in radiographic caries diagnosis. *J Dent* 1993; 21: 131-40.
 59. Shearer AC, Horner K, Wilson NHF. Radiovisiography for imaging root canals: an in vitro comparison with conventional radiography. *Quintessence Int* 1990; 21: 789-94.
 60. Hedrick RT, Dove B, Peters DD, McDavid WD. Radiographic determination of canal length: direct digital radiography versus conventional radiography. *J Endod* 1994; 7: 320-6.
 61. Sanderink GCH, Huiskens R, van der Stelt PF, Welander U, Stheeman E. Image quality of direct digital intraoral x-ray sensors in assessing root canal length. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78: 125-32.
 62. Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Dose reduction of two digital sensor systems measuring file length. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 607-12.
 63. Grøndahl H-G, Grøndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55: 96-102.
 64. Grøndahl K, Grøndahl H-G, Wennström J, Heijl L. Examiner agreement in estimating changes in periodontal bone from conventional and subtraction radiographs. *J Clin Periodontol* 1987; 14: 74-9.
 65. Brägger U. Digital imaging in periodontal radiography. *J Clin Periodontol* 1988; 15: 551-7.
 66. Hausmann E, Dunford R, Christersson L, Allen K, Wikesjö U. Crestal alveolar bone change in patients with periodontitis as observed by subtraction radiography: an overview. *Adv Dent Res* 1988; 2: 378-81.
 67. Wenzel A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. *Tandlægebladet* 1991; 95: 527-59.
 68. Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Adv Dent Imaging* 1993; 4: 553-65.
 69. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1989; 18: 145-50.
 70. Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodont Res* 1997; 32: 241-8.
 71. Ørstavik D, Farrants G, Wahl T, Kerekes K. Image analysis of endodontic radiographs: digital subtraction and quantitative densitometry. *Endod Dent Traumatol* 1990; 6: 6-11.
 72. Hausmann E, Christersson L, Dunford R, Wikesjö U, Phyo J, Genco RJ. Usefulness of subtraction radiography in the evaluation of periodontal therapy. *J Periodontol* 1985; 56: 4-7.
 73. Hausmann E, Dunford R, Wikesjö U, Christersson L, McHenry K. Progression of untreated periodontitis as assessed by subtraction radiography. *J Periodont Res* 1986; 21: 716-21.
 74. Schmidt EF, Webber RL, Ruttimann UE, Loesche WJ. Effect of periodontal therapy on alveolar bone as measured by subtraction radiography. *J Periodontol* 1988; 59: 633-8.
 75. Okano T, Mera T, Ohki M, Ishikawa I, Yamada N. Digital subtraction of radiographs in evaluating alveolar bone changes after initial periodontal therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 69: 258-62.
 76. Ellwood R, Horner K, Alexander S, Davies R. A digital subtraction radiography investigation of upper first molar proximal bone density changes in adolescents. *J Periodont Res* 1998; 33: 172-7.
 77. Leder AJ, Simon BI, Deasy M, Fenesy KE, Dunn S. Histological, clinical, and digital subtraction radiographic evaluation of repair of periodontal defects resulting from mechanical perforation of the chamber floor using ePTE membranes. *Periodont Clin*

- Invest 1997; 19: 9-15.
78. Eickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of interproximal intrabony defects after conventional and regenerative therapy: digital radiography and clinical measurements. *J Periodont Res* 1998; 33: 156-65.
 79. Eickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of class II and III furcations after GTR therapy: digital subtraction and clinical measurements. *J Periodontol* 1997; 68: 636-44.
 80. Christgau M, Schmalz G, Reich E, Wenzel A. Clinical and radiographical split-mouth-study on resorbable versus non-resorbable GTR-membranes. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 306-15.
 81. Christgau M, Wenzel A, Hiller KA, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 25-33.
 82. Christgau M, Schmalz G, Wenzel A, Hiller K-A. Periodontal regeneration of intrabony defects with resorbable and non-resorbable membranes: 30-month results. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 17-27.
 83. Christgau M, Bader N, Schmalz G, Hiller K-A, Wenzel A. Post-operative exposure of bioresorbable GTR membranes: Effect on healing results. *Clin Oral Invest* 1997; 1: 109-18.
 84. Christgau M, Bader N, Schmalz G, Hiller K-A, Wenzel A. GTR therapy of intrabony defects using two different bioresorbable membranes: 12-month results. *J Clin Periodontol* 1998; 25: 499-509.
 85. Jeffcoat MK, Reddy MS, van den Berg HR, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone changes. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 22-7.
 86. Jeffcoat MK, Reddy MS, Magnusson I, Johnson B, Meredith MP, Cavanaugh Jr PF, et al. Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in a multicenter trial. *J Periodont Res* 1996; 31: 157-60.
 87. Hausmann E, Allen K, Loza J, Buchanan W, Cavanaugh Jr PF. Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique. *J Periodontol* 1996; 67: 895-9.
 88. Christgau M, Hiller K-A, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness. An in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85: 462-72.
 89. Christgau M, Hiller K-A, Schmalz G, Wenzel A. Accuracy of quantitative digital subtraction for determining changes in calcium mass in mandibular bone: an in vitro study. *J Periodont Res* 1998; 33: 138-49.
 90. Young SJ, Chaibi S, Graves DT, Majzoub Z, Boustany F, Cochran D, et al. Quantitative analysis of periodontal defects in a skull model by subtraction radiography using a digital device. *J Periodontol* 1996; 67: 763-9.
 91. Nair M, Ludlow JB, Tyndall DA, Platin E, Denton G. Periodontitis detection efficacy of film and digital images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85: 608-12.
 92. Borg E, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Marginal bone level buccal to mandibular molars in digital radiographs from charge-coupled device and storage phosphor systems. An in vitro study. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 306-12.
 93. Stassinakis A, Brägger U, Stojanovic M, Bürgin W, Lussi A, Lang NP. Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 232-7.
 94. Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H, Sasaki T. Quantitative subtraction with direct digital dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 286-94.
 95. Kullendorff B, Gröndahl K, Rohlin M, Henrikson CO. Subtraction radiography for the diagnosis of periapical bone lesions. *Endod Dent Traumatol* 1988; 4: 253-9.
 96. Kullendorff B, Nilsson M, Rohlin M. Diagnostic accuracy for digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions. I. Overall comparison between conventional and direct digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 80: 344-50.
 97. Tyndall DA, Kapa SF, Bagnell CP. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region. *J Endod* 1990; 4: 173-8.
 98. Kerosuo E, Ørstavik D. Application of computerised image analysis to monitoring endodontic therapy: reproducibility and comparison with visual assessment. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 79-84.
 99. Brägger U, Bürgin W, Lang NP, Buser D. Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int J Maxillofac Implants* 1991; 6: 160-6.
 100. Jeffcoat MK. Digital radiology for implant treatment planning and evaluation. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 203-17.
 101. Nicopoulou-Karayianni K, Brägger U, Lang NP. Subtraction radiography in oral implantology. *Int J Periodont Res* 1997; 17: 221-31.
 102. Reddy MS, Jeffcoat MK, Richardson RC. Assessment of adjunct flurbiprofen therapy in root-form implant healing with digital subtraction radiography. *J Oral Impl* 1990; 16: 272-6.
 103. Brägger U, Bürgin W, Fourmoussis I, Lang NP. Image processing for the evaluation of dental implants. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 208-12.
 104. Lehmann B, Brägger U, Hämmerle CH, Fourmoussis I, Lang NP. Treatment of early implant failure according to the principles of guided tissue regeneration (GTR). *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 42-8.
 105. Stentz WC, Mealey BL, Nummikoski PV, Gunsolley JC, Waldrop TC. Effect of guided bone regeneration around commercially pure titanium and hydroxyapatite-coated dental implants. I. Radiographic analysis. *J Periodontol* 1997; 68: 199-208.
 106. Meijer GJ, Heethaar J, Cune MS, de Putter C, van Blitterswijk CA. Flexible (polyactive) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; 26: 135-40.
 107. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 811-8.
 108. Batenburg RHK, Meijer HJA, Geraets WGM, van der Stelt PF. Radiographic assessment of changes in marginal bone around endosseous implants supporting mandibular overdentures. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 221-4.
 109. Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vandervan FJJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radio-

- graphy and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 229-38.
110. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D. Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 105-11.
111. Horton RA, Ludlow JB, Webber RL, Gates W, Nason RH Jr, Reboussin D. Detection of peri-implant bone changes with axial tomosynthesis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 124-9.
112. Webber RL, Horton RA, Underhill TE, Ludlow JB, Tyndall DA. Comparison of film, direct digital, and tuned-aperture computed tomography images to identify the location of crestal defects around endosseous titanium implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 480-90.
113. Hintze H, Wenzel A, Andreassen F, Sewerin I. Digital subtraction radiography for assessment of simulated root resorption cavities. Performance of conventional and reverse contrast modes. *Endod Dent Traumatol* 1992; 8: 149-54.
114. Borg E, Källqvist A, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86: 110-4.
115. Perona G, Wenzel A. Radiographic evaluation of the effect of orthodontic retraction on the root of the maxillary canine. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 179-85.
116. Reukers E, Sanderink G, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof M. Assessment of apical root resorption using digital reconstruction. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 25-9.
117. Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Krüger M, Hansson L-G. Reproducibility of cephalometric landmarks in conventional film, and hardcopy and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. *Eur J Orthod* 1998; 20: 331-40.
118. Seki K, Okano T. Exposure reduction in cephalography with a digital photostimulable phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; 22: 127-30.
119. Näslund E-B, Krüger M, Petersson A, Hansen K. Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 136-9.
120. Gotfredsen E, Wenzel A, Bosch C. Direct digital cephalometry: image resolution, compression, quality and time consumption using the SIEMENS Orthophos Ceph. *Proceedings of the 11th International Symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery* 1997, 54-8.
121. Mol A. Computer-aided diagnosis of periapical bone lesions. An application of digital image analysis in dental radiology (thesis). Vrije Universiteit, Amsterdam; 1992.
122. Hill CM. Computer-aided diagnosis. *Dent Update* 1992; May: 148-50.
123. Doi K, Giger ML, Nishikawa RM, Hoffmann KR, MacMahon H, Schmidt RA, et al. Digital radiography. A useful tool for computer-aided diagnosis by quantitative analysis of radiographic images. *Acta Radiol* 1993; 34: 426-39.
124. Vandre RH, Webber RL. Oral and maxillofacial radiology. Future trends in dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1995; 80: 471-8.
125. Wagner I-V, Schneider W. Computer based decision support in dentistry. *J Dent Educ* 1991; 51: 263-7.
126. Stheeman SE, van der Stelt P, Mileman RA. Expert systems in dentistry. Past performance – future prospects. *J Dent* 1992; 20: 68-73.
127. Siegel MA, Firriolo FJ, Finkelstein MW. Computer applications in oral diagnosis. *Dent Clin North Am* 1993; 37: 113-31.
128. White SC. Decision-support systems in dentistry. *J Dent Educ* 1996; 60: 47-63.
129. Wenzel A. Computerautomatiserede diagnostiske støttesystemer. *Tandlægebladet* 1999; 103: 180-6.
130. Pitts NB. Detection and measurement of approximal radiolucencies by computer-aided image analysis of bitewing radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; 58: 358-66.
131. Pitts NB. Detection of approximal radiolucencies in enamel: a preliminary comparison between experienced clinicians and an image analysis method. *J Dent* 1987; 15: 191-7.
132. Heaven TJ, Weems RA, Firestone AR. The use of a computer-based image analysis program for the diagnosis of approximal caries from bitewing radiographs. *Caries Res* 1994; 28: 55-8.

Forfatter

Ann Wenzel, professor, lic. et dr. odont.

Afdeling for Oral Radiologi, Odontologisk Institut, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Aarhus Universitet