
Cone beam- computertomografi – fremtidens røntgenundersøgelse

HANNE HINTZE OG PAOLO M. CATTANEO

Computertomografi (CT) er en avanceret røntgenteknik, der gennemføres i en såkaldt CT-scanner, ved at der sendes røntgenstråling fra forskellige vinkler igennem en patient. Derved dannes en stor mængde digitale optagelser af et givet patientområde. Efterfølgende kan disse optagelser bearbejdes matematisk af en computer, således at der kan rekonstrueres todimensionale (2-D) røntgenbilleder, som kan betragtes stakkevis i alle plan (aksialt, sagittalt og koronalt). Disse 2-D-røntgenbilleder fremstår almindeligvis som meget tynde snitbilleder (fx 1 mm tykt vævsnit) med ganske kort (fx 0,5-1 mm) og selvvalgt afstand mellem de enkelte snitbilleder. Snitbillederne eliminerer problemet med overprojektion af strukturer uden for området af interesse, der almindeligvis giver anledning til tolkningsproblemer ved konventionel tomografi.

At tolke 2-D-snitbilleder set i forskellige anatomiske plan kræver en vis mental integration hos observatøren. For at lette denne integration er der blevet udviklet computerprogrammer, som kan omdanne CT-eksponeringer til tredimensionale (3-D) billeder, også kaldet 3-D-modeller. På computerskærmen kan 3-D-modeller af en patients vævsområde roteres omkring en hvilken som helst akse, så givne strukturer kan betragtes fra alle vinkler. Yderligere er det muligt at lave billedbehandling på 3-D-modellerne, således at overfladelag kan fjernes, så det bliver muligt at

se dybtliggende anatomiske strukturer eller profunde sygdomsprocesser, og samtidig er det muligt at ”opskære” modellen i alle ønskelige plan, så snitplan kan betragtes i hele deres udstrækning.

CT-scannere er forskellige, bl.a. på den måde, hvorpå de udsender røntgenstråling. I en traditionel CT-scanner, der udvikledes i 1970’erne, er strålebundtets geometri vifteformet. På engelsk betegnes en sådan scanner en ”fan beam” CT- (FBCT-)scanner, og sådanne scannere er hyppigt forekommende på sygehuse, hvor de anvendes til generel medicinsk røntgendiagnostik, idet de giver billeder med høj kontrast, hvorved det bliver muligt at skelne væv, der varierer mindre end 1% i fysisk tæthed. Det betyder i praksis, at blødtvæv fremstår tydeligt adskilt fra fx knoglevæv.

I en nyere type CT-scannere anvendes et cirkulært (kegleformet) eller rektangulært strålebunt. På engelsk betegnes en sådan scanner en ”cone beam” CT- (CBCT-)scanner. Røntgenbilleder fra en sådan er ofte mindre kontrastrige end dem fra en FBCT-scanner, hvilket gør dem mindre egnede til visse diagnostiske formål, fx i situationer, hvor knogle- og blødtvævsrelationer skal bedømmes, men CBCT-billeder er yderste anvendelige til diagnostiske formål vedrørende knogle- og tandstrukturer og har vist sig at kræve langt mindre røntgendosis end en tilsvarende undersøgelse gennemført med FBCT-teknik, hvilket gør CBCT-teknikken til den foretrukne teknik, når lavdosis CT er et manifest ønske (se senere).

I både FBCT- og CBCT-scannere er strålekilden og detektoren/billedreceptoren forbundet med hinanden, og begge er beliggende på en cirkelbue, i hvis centrum patienten befinder sig. I en FBCT-scanner, hvor strålingen kommer ud i et smalt vifteformet bundt, bliver røntgenrør og detektor (hvis der ikke anvendes stationære multiple detektorer) nødt til at cirkulere adskillige gange omkring patienten, som samtidig transporteres – almindeligvis liggende – gennem det cirkulerende strålefelt for at få undersøgt selv et mindre vævsområde. I visse CBCT-scannere kan stråle-

keglen gøres så stor, at hele patientens aktuelle vævsområde kan eksponeres ved én enkelt rotationsbevægelse (190-360°), hvor der typisk eksponeres for hver grad røntgenrøret bevæger sig i rotationscirklen. I CBCT-scannere, der bevæger strålekilden en hel cirkelomgang omkring patienten, giver det 360 eksponeringer, som efterfølgende skal bearbejdes.

For få år siden udvikledes CBCT-scannere specifikt for billeddannelse af tænder samt kæbe- og ansigtsknogler¹. Hovedparten af disse scannere ligner fysisk et traditionelt panoramarøntgenapparat, hvor patienten enten står eller sidder ned under eksponeringen. Eksempler på CBCT-scannere dedikeret til optagelser af tænder og kæbeskelet fremgår af Tabel 1. Efter eksponering bearbejdes de optagne billeder af en kraftig computer, og efterfølgende kan forskellige billedtyper rekonstrueres. Til billedrekonstruktionen kan der benyttes computerprogrammer, som ofte på meget brugervenlig vis giver de billedtyper (panorama, laterale og frontale kraniebilleder, 2-D-tværsnitsbilleder osv.), som tandlæger almindeligvis gør brug af. Computerprogrammerne kan imidlertid også lave 3-D-billeder, der for mange tandlæger vil være en ny og overordentlig virkelighedsnær måde at betragte røntgenbilleder på. Alle rekonstruerede billedtyper kan være særdeles informative for tandlæger i forbindelse med diagnostik og behandlingsplanlægning, og fra producenterne af odontologiske CBCT-scannere er der da også lagt op til, at det er tandlæger, som skal betjene dem, udføre billedrekonstruktioner og forestå billedtolkningen.

Tabel 1. Oversigt over odontologiske CBCT-scannere og visse af deres karakteristika.

Navn	Producent	Størrelse af scannings- felt Ø × H (cm)	Patient- positione- ring	Spænding (kV)	Effektiv patientdosis – standard- undersøgelse (µSv)
NewTom 3G	QR-srl, AFP Imaging, NY, USA	10×10 15×15 20×20	liggende	110	58,9*
NewTom VG	QR-srl, AFP Imaging, NY, USA	15,3×10,3	stående	110	-
3D Accuitomo	J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japan	4×3	siddende	60-80	-
3D Accuitomo FPD	J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japan	4×4 6×6	siddende	60-80	-
CB MercuRay	Hitachi Medical System, Singapore	19×19	siddende	60-120	557,6*
i-CAT	Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA	17×13 17×17	siddende	120	193,4*
ILUMA	IMTEC Imaging, Ardmore, Oklahoma, USA	17×10 19×19	siddende	120	591,9**
ProMax 3D	Planmeca OY, Helsinki, Finland	5×4 5×8 8×8	stående	50-84	534,9**
GALILEOS	Sirona, Bensheim, Tyskland	15×15	stående	85	68,4**

Navn	Producent	Størrelse af scannings- felt Ø × H (cm)	Patient- positione- ring	Spænding (kV)	Effektiv patientdosis – standard- undersøgelse (µSv)
3D eXam	Kavo Dental GmbH, Biberach, Tyskland	16×13 23×17	siddende	90-120	-
Picasso Pro & Master	E-WOO Technology Co. Ltd., Korea	12×7 20×15 20×19	siddende	40-90	-
PreXion 3D	TeraRecon, Inc., San Mateo, CA, USA	8,1×7,6	siddende	90	184,9**
Scanora 3D	Soredex, Helsinki, Finland	6×6 10×7,5 14,5×7,5	siddende	65-85	-
9000 3D	Kodak, Carestream Health Inc., NY, USA	5×3,7	stående	60-90	-

* = ICRP 2005; ** = ICRP 2007

Karakteristika for CBCT for odontologisk brug

Strålefelt

Visse CBCT-scannere har kun mulighed for at scanne ganske små vævsområder (4×3 cm svarende til 2-3 tænder), mens andre har mulighed for at scanne større områder (20×20 cm svarende til næsten hele kraniet) (Tabel 1). På en del scannere er det dog muligt at variere størrelsen af scanningsfeltet (Tabel 1). Generelt er billedopløsningen højere, desto mindre strålefelt der anvendes,

hvilket i praksis betyder, at man bør vælge det mindste strålefelt, som kan afdække problematikken, patienten undergår scanningen for, da det giver den bedste billedkvalitet og dermed den højeste sandsynlighed for, at der udøves korrekt diagnostik/vurdering.

Stråledosis

Den effektive røntgendosis givet til en patient ved en CBCT-scanning afhænger bl.a. af selve scanneren og udstrækningen af det bestrålede område. En scanning af hele kraniet (20×20 cm) gennemført i en NewTom 3G-scanner giver en effektiv dosis på 59 µSv ved anvendelse af 2005-beregningsmetoden². Denne dosis svarer til optagelse af fire standardpanoramabilleder. En tilsvarende størrelse scanning gennemført med en i-CAT- eller en MercurRay-scanner kræver imidlertid en effektiv dosis på 193 og 557 µSv, hvilket svarer til henholdsvis 15 og 42 panoramabilleder – altså en meget højere dosis end med en NewTom 3G-scanner. En FBCT-scanning dækkende en patients over- og underkæbe anslås at kræve en røntgendosis, der er 10-50 gange så høj som den dosis, der gives med en CBCT-scanner².

Billedkvalitet

Målestoksforholdet på 2-D-CBCT-billedrekonstruktioner er 1:1, hvilket i praksis er en stor lettelse, da der så ikke skal korrigeres for varierende forstørrelsesfaktorer, når knogleområder skal opmåles med henblik på bestemmelse af højde og bredde. Målenøjagtigheden på 2-D-billedsnit rekonstrueret på basis af en NewTom 9000- (forgængeren for NewTom 3G) scanning for opmåling af forskellige anatomiske strukturer er fundet ikke at afvige signifikant fra de samme målinger foretaget *in situ* på tørre kranier³. Derimod er volumenmål af tandekstraktionsalveoler fundet at variere fra 0-8% i forhold til *in situ* vurderinger⁴. Ludlow et al.⁵ har dog vist, at målesikkerheden i knoglevæv ikke påvirkes

af patientens position under scanningen, hvilket i praksis er en stor fordel, da det betyder, at målfaste billeder kan opnås, selv om patienten ikke er positioneret optimalt.

Kontrasten i de rekonstruerede billeder synes at være afhængig af den dosis, som scanningen gennemføres ved. Almindeligvis opnås den højeste kontrast ved anvendelse af en høj dosis. I nogle scannere er det imidlertid ikke muligt for operatøren at ændre dosis, da scanneren automatisk indstilles efter en indledende vurdering af patientens densitet gennemført efter en ”præeksponering” foretaget med en meget lav stråledosis. I scannere, hvor dosis kan ændres af operatøren, er det vigtigt, at høj-dosis eksponeringer kun anvendes, når det på forhånd er klart, at den efterfølgende diagnostik kræver højkontrastbilleder (rodfraktur, lokalisation af nervekanal osv.). I tilfælde, hvor scanningen gennemføres for fx knogleudmåling forud for implantatindsættelse eller for lejringsbestemmelse af retinerede tænder i forhold til nabotænder, er billedkontrast ikke så afgørende, og scanningsdosis bør da vælges så lav som overhovedet mulig af hensyn til patientens strålehygiejne.

Hvad angår kvaliteten af 3-D-billedmodeller, synes der at være forholdsvis stor forskel på formåen af forskellige computerprogrammer. Nogle programmer er i stand til at fremstille 3-D-modeller hurtigt og af en høj kvalitet, mens andre ved brug af de samme scanningsdata er langsomme og resulterer i ikke virkelighedstro modeller, der fremtræder med fx ”falske” knogleperforationer og usammenhængende tandrødder.

Almindeligvis giver fremmedlegemer af metal i strålefeltet anledning til alvorlige artefakter på FBCT-billeder, der indimellem kan være så manifesterede, at billederne er ubrugelige. Erfaringer viser imidlertid, at CBCT ofte resulterer i en mindre grad af metalartefaktdannelse end FBCT⁶, hvilket bør gøre CBCT til den foretrukne teknik ved CT-undersøgelser af tand- og kæbepartier hos patienter med multiple metalrestaureringer i tænderne.

Billedudveksling

Rekonstruerede 2-D- og 3-D-billeder kan gemmes i et vanligt billedformat og brændes på en cd, der kan sendes til den henvisende tandlæge, så han eller hun på sin egen computer ved hjælp af et almindeligt billedbehandlingsprogram kan se billederne. En anden måde, hvorpå en henvisende tandlæge kan se billederne, er, at han eller hun erhverver sig en såkaldt "study viewer", der er et computerprogram indeholdende en del af de samme faciliteter som det program, der anvendes sammen med scanneren. Ved hjælp af en "study viewer" kan den henvisende tandlæge se billederne i den samme software, som billederne er fremstillet i, og i tillæg også ofte være i stand til selv at fremstille flere billeder end dem, der er rekonstrueret som udgangspunkt. Et ubegrænset antal "study viewers" følger gratis med nogle scannere, mens de skal tilkøbes for et mindre beløb i forbindelse med andre scannere.

Eksponeringsdata fra alle CBCT-scannere kan eksporteres i DICOM-format og importeres i tredje part-software. Det er især vigtigt for tandlæger, der benytter specifikke software for dedikerede behandlingsplanlægninger. Tredje part-software for eksempelvis implantatbehandlingsplanlægning (fx Simplant, Materialise, Leuven, Belgien og Procera, Nobel Biocare, Göteborg, Sverige) giver på meget brugervenlig vis de tværsnits- og 3-D-billeder, der er relevante for vurdering af implantatsted og opmåling af knogledimensioner, mens tredje part-software for eksempelvis ortodontibehandling (fx Dolphin, USA) giver de billeder (panorama, lateral og frontal cefalogram, basisprojektion osv.), der er relevante for ortodontisk analyse og behandlingsplanlægning.

Pris og administration

Generelt er en CBCT-scanner, inkl. billedbehandlingssoftware, væsentligt billigere end en FBCT-scanner. CBCT-scannere til

odontologiske formål ligger i prisintervallet fra ca. 750.000 til 1.500.000 dkr.

Administrativt har producenterne af CBCT-scannere til tandlæger satset på, at scannerne skal klassificeres som større dental røntgenanlæg og ikke som traditionelle FBCT-scannere, der ofte er underlagt meget skrappe krav vedrørende administration, kontrol og kvalitetssikring. Der synes imidlertid at være stor forskel på, hvordan sundhedsmyndighederne i de forskellige EU-lande og amerikanske stater vælger at klassificere CBCT-scannere til odontologisk brug. I Danmark har Sundhedsstyrelsen indtil videre valgt at klassificere alt røntgenudstyr, der kan producere 3-D-billeder (undtagen 3-D, udstyr, som er en opgradering af eksisterende panoramaudstyr), som medicinsk CT-udstyr og henlagt det under Bekendtgørelse nr. 975, der kræver, at scanninger kun må udføres af læge, kiropraktor, radiograf og sygeplejerske, samt at røntgenudstyret skal have tilknyttet en ansvarlig fysiker. Da ingen af disse personalegrupper har tilknytning til almen tandlægepraksis, betyder bekendtgørelseskravet, at det ikke er muligt at benytte 3-D-røntgenudstyr her. Den danske sundhedsstyrelse overvejer imidlertid i øjeblikket, om odontologiske CBCT-scannere skal omklassificeres, således at de kan henføres til Bekendtgørelse nr. 663, som er den bekendtgørelse, der dækker større dental røntgenanlæg, og som tandlæger, der fx har et panoramaapparat, er underlagt. Hvis det sker, er der åbnet en realistisk mulighed for at implementere CBCT i tandlægepraksis og dermed gøre sådanne undersøgelser mere tilgængelige for tandlægepatienter, end de er i øjeblikket, hvor teknikken stort set kun er tilgængelig på institutioner (tandlægeskoler, sygehuse, specialcentre osv.).

Diagnostisk indikation for CBCT i tandlægepraksis

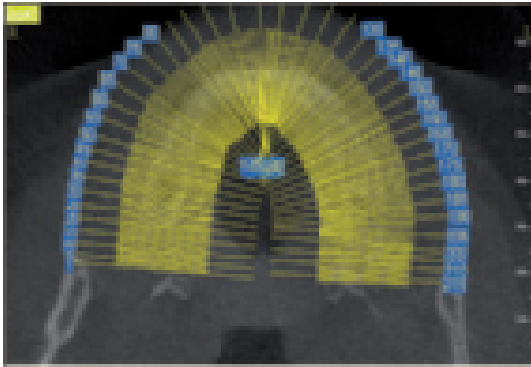
Oprindeligt var CBCT dedikeret til knoglebedømmelse forud for implantatbehandling, men anvendelsen af teknikken hos patienter har vist, at den er andre sædvanlige dentoalveolære røntgenteknikker overlegen til en lang række andre diagnostiske formål.

Implantatbehandling

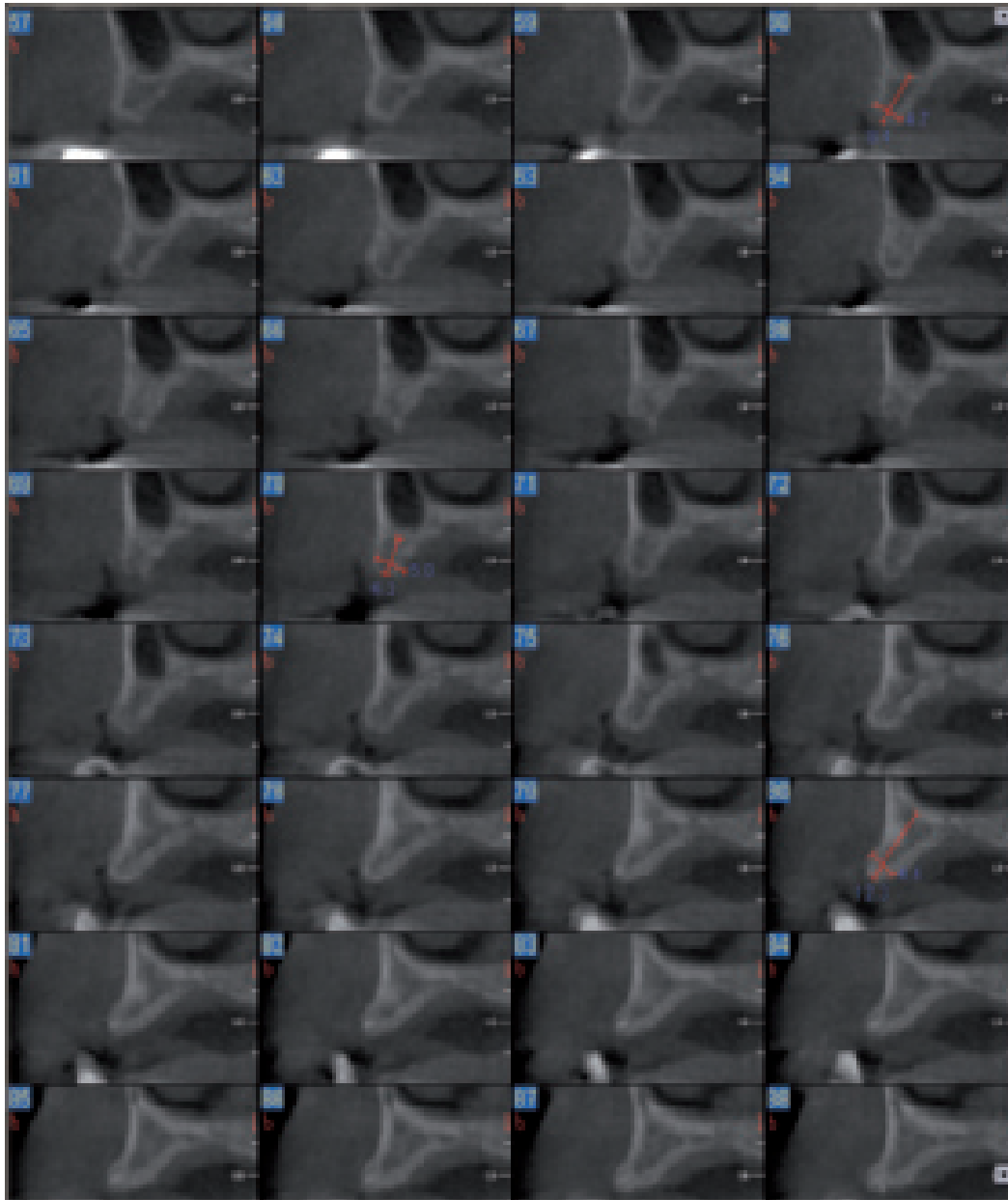
Forud for implantatbehandling er det vigtigt at kende kæbeknog-
lens morfologi, højde, bredde og kvalitet samt lokalisationen af
relevante anatomiske strukturer (sinus maxillaris, cavum nasi,
canalis mandibulae, foramen mentale osv.) i det område, hvor
implantatet skal placeres. Hertil er CBCT ideel, da teknikken gi-
ver mulighed for at se det aktuelle kæbeområde i alle ønskelige
plan⁷ og for at måle knogledimensioner i målestoksforholdet 1:1
(Fig. 1).

Ortodontibehandling

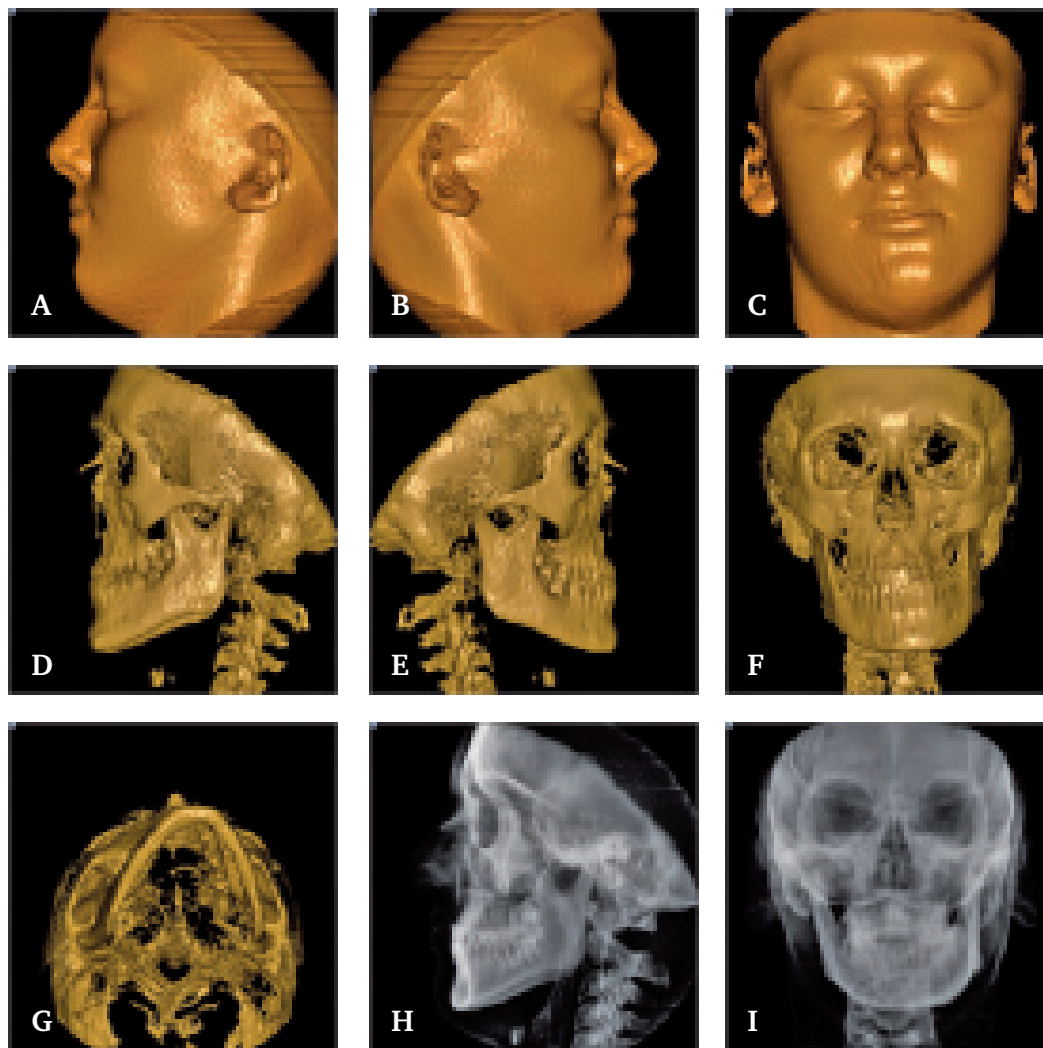
CBCT-3-D-billeder er anvendelige til bedømmelse af udvikling,
vækst, skeletal asymmetri og deformiteter samt til ortodontisk-
kirurgisk behandlingsanalyse og er af nogle ortodontister blevet
de foretrukne billeder for behandlingsplanlægning (Fig. 2). Tre-
dimensionale billeder erstatter dermed de traditionelle 2-D-pa-
norama- og cefalostatbilleder udført med større dental røntgen-
apparater. Den store fordel ved CBCT-billeder i en ortodontisk
henseende er, at billeder kan rekonstrueres separat for patien-
tens højre og venstre side, samt at buede strukturer (fx kæberne)
kan visualiseres efter selvvalgte præferencer^{8,9}.



Figur 1A. CBCT-billeder for implantatbehandlingsplanlægning. Aksialt oversigtsbillede visende lokalisation og retning af 2-D-tværsnitsbilleder i koronal planet.



Figur 1B. 2-D-tværsnitsbilleder i koronalplanet. På tværsnitsbillede nr. 70 og 80 ses knoglemål.



Figur 2. CBCT-billeder til ortodontibehandlingsplanlægning af patient med mandibulær asymmetri.

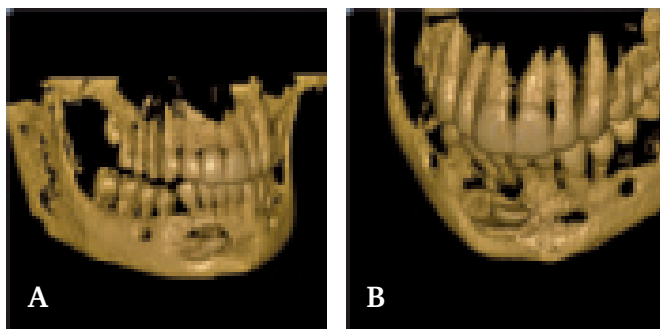
A-C. 3-D-hudmodeller set fra forskellige retninger.

D-G. 3-D-skeletale modeller set fra forskellige retninger.

H og I. 3-D-modeller lignende konventionelle røntgenbilleder.

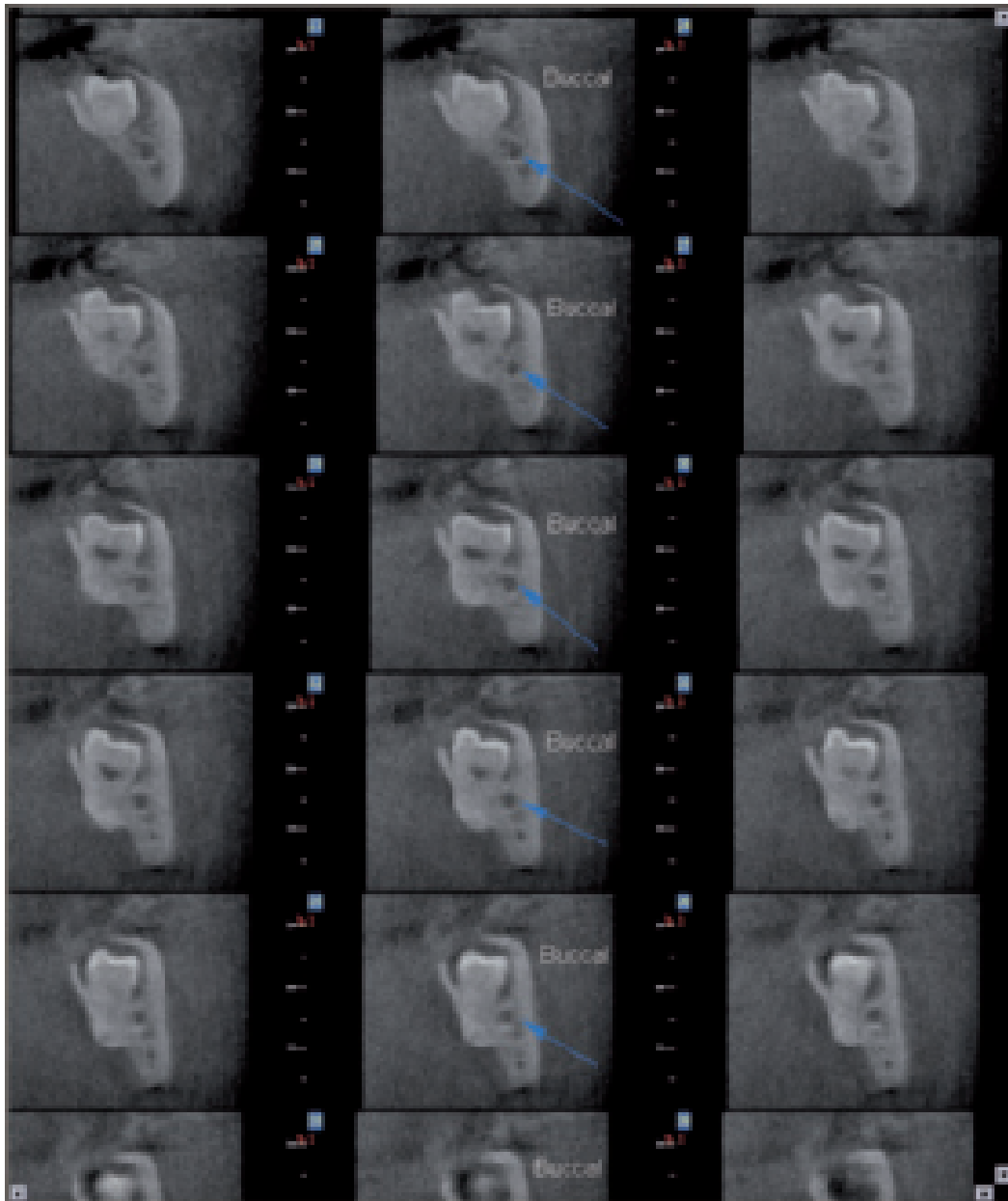
Lejring af retinerede tænder

Lejring af retinerede tænder i forhold til nabetænder og vigtige anatomiske strukturer kan med stor fordel foretages ved hjælp af CBCT (Fig. 3)⁷. Især 3-D-modeller giver fortræffelig information om afstand og placering af den retinerede tand i forhold til nabetænderes rødder, mens 2-D-snitbilleder kan give information om skader på nabetænder forvoldt af den retinerede tand og om placeringen af underkæbevisdomstænders rødder i forhold til cana-

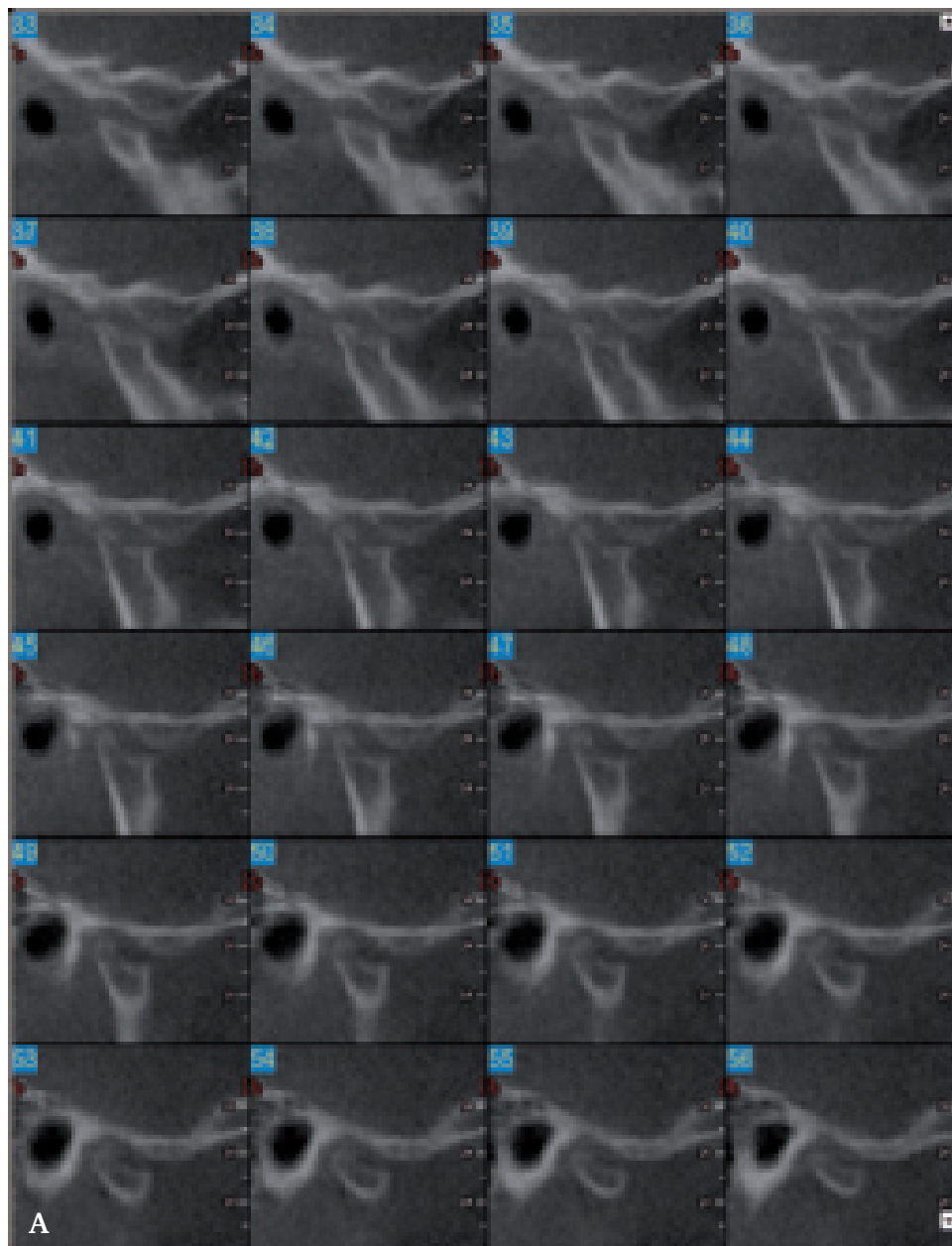


Figur 3. CBCT-billeder til lejringsbestemmelse af retineret 43.

A og B. 3-D-modeller visende 43, som er lejret horisontalt, facialt for rødderne af nabetænderne.

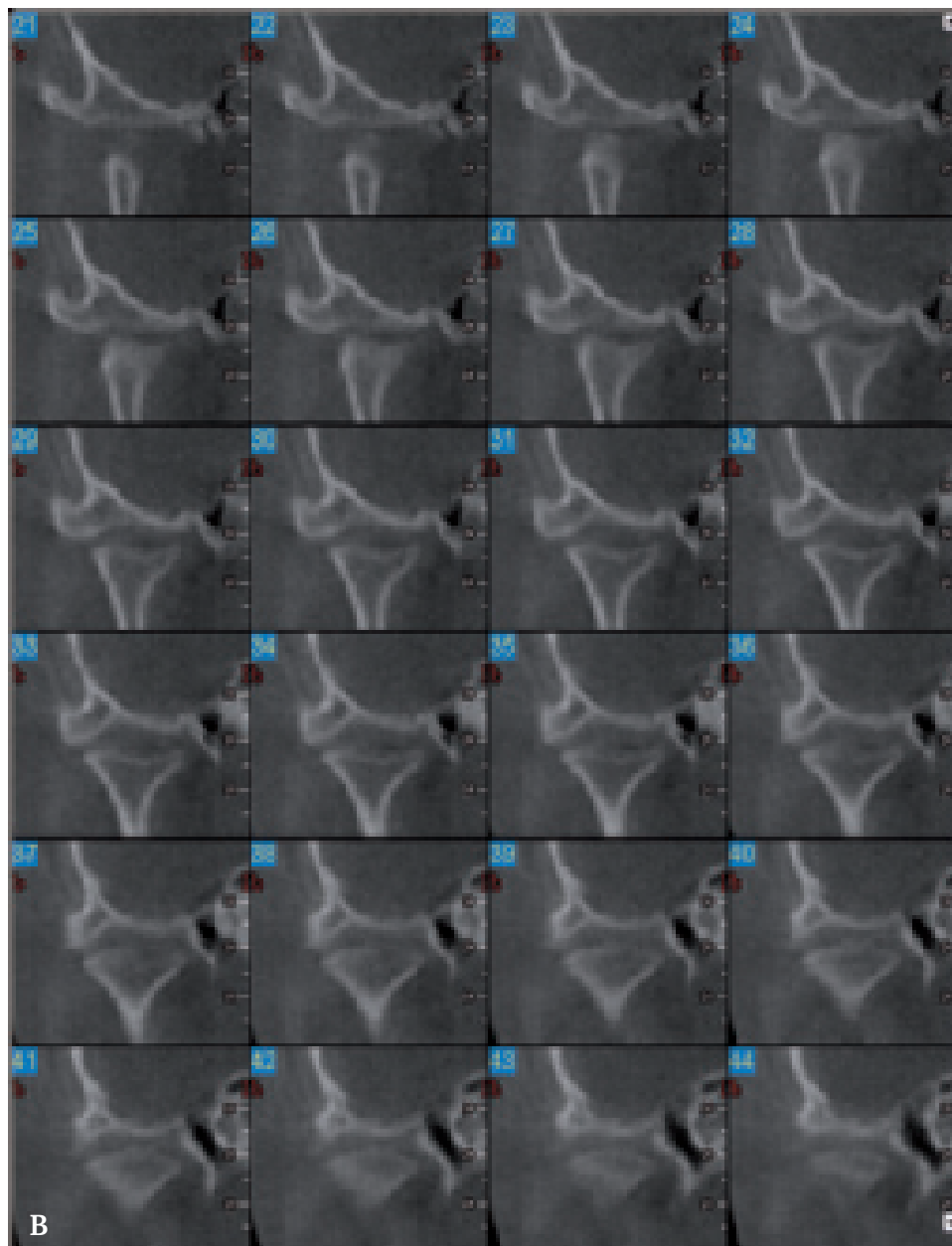


Figur 4. CBCT-billeder for lejringsbestemmelse af retineret 38 i forhold til canalis mandibulae. De 2-D-tværsnitbilleder i koronalplanet viser, at canalis mandibulae (mærket med pil) er beliggende bukkalt for visdomtandens rodkompleks.



Figur 5A. CBCT-billeder af højre kæbeled hos en 12-årig pige med kæbeledsarthrit. A. 2-D-tværsnitbilleder i sagittal planet.

lis mandibulae¹⁰. Visse steder er det blevet vanlig procedure, at CBCT-undersøge alle dybtliggende underkæbevisdomstænder, der skal fjernes, såfremt deres relation til canalis mandibulae ikke med sikkerhed kan bedømmes ud fra traditionelle lejringsbestemmelsesoptagelser (fx excentriske optagelser) (Fig. 4), og hvis apices ikke tydeligt kan ses på de traditionelle røntgenbilleder, da der så kan være risiko for tilstedeværelse af transversale afbøjninger. Sådanne afbøjninger vil almindeligvis tydeligt



Figur 5B. 2-D-tværsnitbilleder i koronalplanet. I begge projektioner ses affladning og destruktion af kondylens overfladebegrænsning.

fremgå af CBCT-undersøgelsen, og også afbøjningernes relation til canalis mandibulae vil kunne vurderes.

Kæbeled

For vurdering af morfologiske knogleforandringer i kæbeleddet (Fig. 5) kan CBCT være et fornuftigt alternativ til konventionel tomografi. Den diagnostiske kvalitet af CBCT overstiger imidler-

tid ikke den, der kan opnås med konventionel tomografi, men strålehygiejnisk kan det være en fordel at benytte CBCT, idet en dobbeltsidig undersøgelse med denne teknik med visse scannere vil medføre en mindre effektiv stråledosis for patienten¹¹.

Patologi

Det praktiske arbejde med CBCT har vist, at denne teknik i visse situationer kan afsløre sygdomstilstande, der ikke har kunnet visualiseres med sædvanlige røntgenoptagelser. Det være sig apikale opklaringer – især på flerrodede tænder¹² – rodfrakturer, rodstiftperforationer o.l. Til afgrænsning, især i det facio-orale plan af større patologiske forandringer, fx cyster, er CBCT ideel, da koronale snitbilleder tydeligt vil gengive både den faciale og den orale kompaktknogle, og derved bliver det let at se eventuelle knogleekspansioner og -perforationer¹². CBCT-teknikken er imidlertid ikke så god som eksempelvis FBCT for afgrænsning af patologiske forandringer, der har bredt sig ud i blødtvævet, idet CBCT-teknikken ikke giver mulighed for differentiering mellem forskellige typer af blødtvæv. For cariesdiagnostik synes værdien af CBCT endnu ikke entydigt dokumenteret.

Konklusion

Brugen af CBCT er for alvor ved at vinde indpas i odontologien, hvor teknikken har vist sig yderst anvendelig i forbindelse med diagnostik, lejringsbestemmelser og visse behandlingsplanlægningsprocedurer. I takt med almene tandlægers kendskab til værdien af 2-D- og 3-D-billeder baseret på CBCT vil interessen for sådanne undersøgelser stige voldsomt. For at kunne opfylde det stigende behov vil det være nødvendigt, at tandlæger får direkte adgang til CBCT (ved selv at erhverve og benytte udstyret eller ved etablering af lokale odontologiske røntgenklinikker (betjent af tandlæger med speciel kompetence inden for radio-

logi), som tandlæger kan henvide til), hvilket i Danmark vil for-
dre, at Sundhedsstyrelsen klassificerer dette røntgenudstyr i
henhold til en bekendtgørelse, så tandlæger kan administrere
det.

Stråledosis ved CBCT til undersøgelse af kæberne er væsentlig
mindre end ved en tilsvarende undersøgelse udført med FBCT
og bør derfor foretrakkes i alle tilfælde, hvor billedkvaliteten
med CBCT forventes at være tilstrækkelig til at belyse det pro-
blem, der har udløst undersøgelsen. Stråledoser givet med dosis-
venlige CBCT-scannere kan være i nærheden af de doser, der gi-
ves ved traditionelle odontologiske røntgenundersøgelser.

LITTERATUR

1. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo
Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging
based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*
1998; 8: 1558-64.
2. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosime-
try of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB
Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;
35: 219-26.
3. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of
linear measurements obtained by cone beam computed tomo-
graphy (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 291-4.
4. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D.
Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam
computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin
Periodontol* 2007; 34: 985-90.
5. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey L'TJ, Hershey HG. Accuracy of
measurements of mandibular anatomy in cone beam computed
tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol
Endod* 2007; 103: 534-42.
6. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-

- beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006; 72: 75-80.
7. Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol* 2007; epub ahead of print.
 8. Redmond WR, Huang J, Bumann A, Mah J. Three-dimensional radiographic analysis in orthodontics. *JCO* 2005; 39: 421-8.
 9. Cattaneo PM, Melsen B. The use of cone beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. *World J Orthod* 2008; 9: 269-82.
 10. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiware Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, Kurabayashi T. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 253-9.
 11. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 192-7.
 12. Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 114-9.