

Hantering av digitala bilder

SAMMANFATTAT Digital avbildning och tillhörande IT-system har inneburit stora förbättringar av den dentala röntgentekniken vad gäller arkivering, överföring, efterbehandling, analys och granskning av bilder. Det är avgörande att man förstår betydelsen av olika dataformat och möjligheterna med metoderna för 3D-avbildning i det maxillofaciala området. För tillförlitliga diagnostiska resultat måste hela avbildningskedjan kvalitetssäkras.

Accepterad för publicering 29 juli 2013

Under de senaste 20 åren har digital avbildning revolutionerat radiologin. De informationstekniska framstegen har ytterligare utvidgat möjligheterna att använda digital avbildning, även inom tandvården [1, 2]. All digital avbildning baseras fortfarande på analoga signaler från bilddetektorer som omvandlas till digitalt binärt format som kan behandlas i en dator [3].

Digitala bilder byggs upp av enskilda pixlar. Varje pixel i bilden har ett visst kontrastvärde som säger hur mörk eller ljus (i gråskala) denna pixel kommer att se ut på bilden (figur 1). Pixlarna är placerade som ett rutnät i bilden. Antalet rader och kolumner bestämmer bildens storlek. Bitdjupet anger pixelns dynamiska område – det vill säga hur många kontrastvärden som finns tillgängliga för en individuell pixel. Ett vanligt bitdjup är 8–12 bitar, vilket betyder ett gråskaleområde på mellan 256 och 4 096 värden (eftersom till exempel 8 bitar ger $2^8 = 256$ möjliga värden). Bilden ska oftast ses i 1:1 (100 procent) storlek, vilket innebär att de enskilda pixlarna inte kan ses var för sig. Genom att ställa in bildens kontrast och ljusstyrka kan man framhäva vissa diagnostiskt viktiga delar av gråskalorna, beroende på vilken undersökning som görs (figur 1). Inom radiologin kallas detta att man skapar ett fönster (*windowing*). Denna möjlighet är dock begränsad inom tandvården.

Rent praktiskt har den digitala avbildningen inneburit oanade möjligheter för bildkommunikation och bildanvändning. Förutom fördelar vad gäller arkivering och kommunikation av bil-

der, möjliggör bearbetningen efter bildtagningen förbättring av viktiga diagnostikfunktioner tack vare det breda dynamiska intervallet för pixelvärdena i digitala data, som är långt större än det mänskliga ögats.

PACS OCH BILDFORMAT

Picture archiving and communication system (PACS) utvecklades som en följd av den digitala avbildningstekniken. PACS-systemen ersatte gradvis den traditionella filmbaserade bilddistributionen i början av 2000-talet. Tanken var att om man använde alla de möjligheter som finns med digital avbildning inom radiologin, måste det också finnas en ändamålsenlig och universell metod för förvaring och transport av digital information. Innan detta kunde bli verklighet måste dock tillverkarna komma överens om ett gemensamt gränssnitt mellan avbildningsutrustningen och PACS-nätverken.

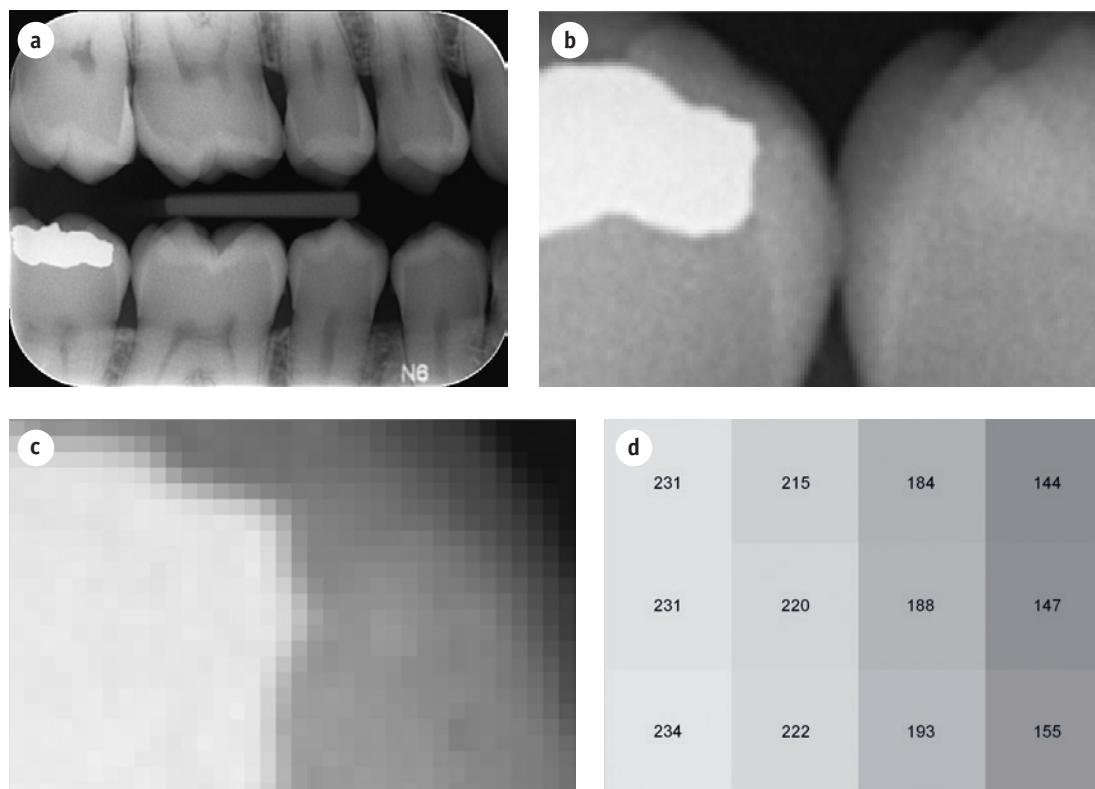
I mitten av 1980-talet utvecklade American College of Radiology (ACR) och National Electrical Manufacturers Association (NEMA) en standard kallad *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM). Med DICOM fick man ett universellt format för medicinska bilddata och i kombination med Ethernet TCP/IP-protokoll kunde bilddata hanteras från avbildningsutrustning till PACS och bildskärm [3, 4, 5]. DICOM-bilden innehåller bilddata men även metadata som beskriver identifierings- och modalitetsinställningar med mera. Kontrastinformationen i DICOM-bilddata har 16 bitars dynamiskt intervall (16 bitar kan ge $2^{16} = 65\,536$ gråskalor). Denna grå-

Mika Kortetniemi
Chief Physicist, Adjunct
Professor, PhD, HUS
Medical Imaging Center,
University of Helsinki,
Finland

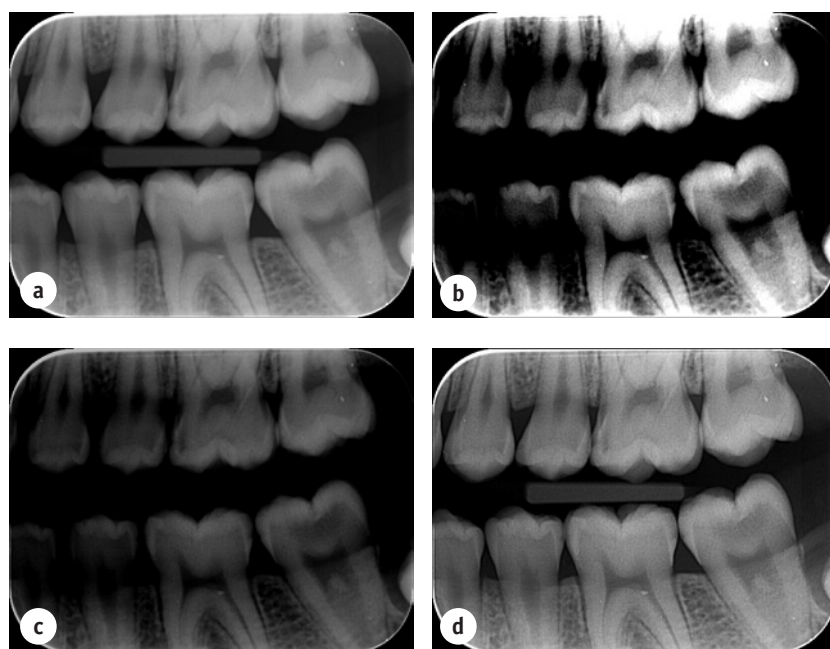
E-post: mika.kortetniemi@hus.fi

Marja Ekholm
University Lecturer, PhD,
DDS, Department of Oral
Radiology, Institute of
Dentistry, University of
Helsinki, Finland

Tomi Kauppinen
Development Director,
Adjunct Professor, PhD,
HUS Medical Imaging
Center, University of
Helsinki, Finland



Figur I. Exempel på en digital bild (bitewing). Bilden innehåller rader och kolumner för enskilda pixlar, där var och en har sitt eget gråskalevärde. Den ursprungliga bilden (a), zoomade delar av bilden (b–d) där pixelvärden som motsvarar gråskalevärden har markerats (d). I röntgenbilder beror pixlarnas gråskalevärde på hur stor mängd strålning som faller in mot detektorn på pixelns plats.



Figur II. Exempel på efterbehandling av bitewing-bilden (a) med justering av kontrast (b) och ljusstyrka (c) samt kantskärpa (d).

»... även om bildtagning och bearbetning har gjorts på korrekt sätt, kan den diagnostiska noggrannheten försämrats om bildskärmen inte är bra eller om bilderna granskas i olämpligt omgivande ljus ...«

skala kan mappas för modalitet och tabeller där man kan söka upp det kliniska målet, vilket betyder att den slutliga bildens utseende på displayen kan justeras automatiskt för optimal återgivning. DICOM-standarden tillämpas för de flesta medicinska produkter, även utanför radiologin.

Digitala bilder kan sparas i olika format, beroende på vad säljaren av den dentala röntgenutrustningen använder. Bitmap-bilder (bmp) är ett traditionellt exempel på ett icke komprimerat förlustfritt format där bilddata innehåller all ursprunglig pixelinformation. Det innebär också att filstorleken för bitmap-bilder oftast är stor, beroende på upplösningen hos den dentala bilden (pixelrutnätets storlek hos bilden). Komprimerade bildformat minskar filstorleken, antingen genom förlustfri komprimering – där ursprungliga bilddata kan återställas helt – eller kompression med förlust, där man kan minska filstorleken mer men de ursprungliga pixelvärdena inte kan återställas helt. Jpeg är det vanligaste formatet för komprimerade bilder. Eftersom jpeg-bilder kan komprimeras mer minskar filstorleken, men förlusterna av data blir större och de ursprungliga pixelvärdena kan inte återställas helt. Kompressionsnivån bör alltså väljas noga när det gäller medicinska bilder. Inom radiologin är DICOM – och bör så vara – det dominerande formatet för medicinska bilder [3].

Filstorleken påverkar också tiden för bildöverföring från en plats till en annan. Med en modern bredbandsuppkoppling och om det bara gäller en enda dental bild är överföringstiden kort (några sekunder) och bör inte påverka det kliniska arbetsflödet. Om det däremot gäller många bilder eller 3D-bilder, som lätt kan innehålla 100 MB data, kan överföringstiden bli betydligt längre och detta bör beaktas vid fjärrgranskning av bilder.

DEN DIGITALA AVBILDNINGSPROCESSEN OCH KVALITETSSÄKRING

Digital avbildning kan beskrivas i tre steg. I den första fasen – *bildtagning* – används fysiska processer (till exempel röntgenförsvagning genom patienten) för att få den analoga signalen som omvandlas till digitala rådata. I den andra fasen – *efterbehandling* – modifieras rådata genom algoritmer som baseras på undersökningstypen, så att de diagnostiska målstrukturerna i bilden betonas. I den sista delen – *bildgranskning* – överförs den bearbetade bilden till en skärm för granskning av radiolog eller kliniker [3].

En viktig faktor för kvaliteten och det radiologiska arbetsflödet är att alla de tre stegen kan

utföras och optimeras oberoende av varandra. Avbildningsutrustning och avbildningsparametrar uppdateras i takt med att tekniken medger användning av effektivare detektorer för inhämtning av rådata. Genom att man uppdaterar programvaran och olika inställningar för efterbehandlingen, kan man markera olika anatomiska detaljer i samma rådata. Till exempel kan olika algoritmer för bildkonstruktionen eller olika gråskalefönster i en CR-bild visa antingen mjukvävnaden i kontrast eller en detaljerad bild av benstrukturen, beroende på vad man önskar.

Trots att de olika delarna i avbildningskedjan är oberoende av varandra, kan hela kedjan i sig optimeras som en helhet. Detta gäller även för kvalitetssäkringen. Kvalitetssäkringsprotokollen vid digital radiologi måste omfatta alla faserna, från bildtagning via konsekventa skanningparametrar till bildgranskning. Kvalitetskedjan är inte starkare än dess svagaste länk – även om bildtagning och bearbetning har gjorts på korrekt sätt, kan den diagnostiska noggrannheten försämrats om bildskärmen inte är bra eller om bilderna granskas i olämpligt omgivande ljus [6, 7]. Den omgivande ljusstyrkan bör ligga inom 15–20 lux vid radiologisk bildgranskning, vilket är en bra bit under den vanliga ljusstyrkan på en tandläkarmottagning (cirka 800–1000 lux). Under det kliniska arbetet kan man dock inte sänka ljusstyrkan. Därför ska bilderna granskas ytterligare en gång under optimalt omgivande ljus [8].

UTVECKLINGEN AV DENTAL AVBILDNING FRÅN 2D TILL 3D

Inom tandvården har man traditionellt mest använt sig av projicerade röntgenbilder, antingen intraorala, cefalometrisk eller panoramabilder [2]. De digitala bilddetektorerna innehåller antingen ett fosforbaserat datorradiografisystem (*Computed Radiography, CR*) eller direkt radiografisystem (*Direct Radiography, DR*) med *flat panel*-detektorer. *Flat panel*-detektorerna är på stadig frammarsch framför CR-tekniken på grund av sin större effektivitet och bättre bildkvalitet. Projektionsbilder av det maxillofaciala området innehåller dock överlappningar av anatomin och geometriska variationer, som i många fall gör dem olämpliga för noggranna mätningar och bedömning av överliggande skelettstrukturer.

Den komplicerade anatomin i det maxillofaciala skelettet har fört med sig mer heltäckande och geometriskt stabila avbildningsmetoder som kräver tredimensionella (3D) tomografiska bilddata. Med 3D-data från skannrar som *multi-slice CT* (MSCT) eller dedikerad dental volymtomografi (CBCT, *cone-beam CT*), kan olika tvärsnittsbilder skapas för tandläkare och specialister inom dental radiologi (figur III) [9, 10]. Vid CT-skanning används ett röntgenrör och en detektor som roterar runt patienten och framställer projektionsbilder från olika riktningar. Dessa

projektioner används sedan som rådata för den tvärsnittsbild som skapas av skannerns dator [3]. Resultatet blir en volymetrisk 3D-bild som har ett vida större diagnostiskt värde än en enkel projektionsbild. Eftersom datortomografin också innebär större strålningsexponering jämfört med panorama- och intraoral avbildning, begränsas indikationerna för 3D CT-avbildning till att främst gälla preoperativ planering och postoperativ utvärdering. Dentala CBCT-skannrar erbjuder en lättviktig och mer ekonomisk lösning än MSCT, och i vanliga fall också högre spatial upplösning och lägre strålningsexponering [11], vilket har gjort dem till ett attraktivt val för tandläkarmottagningar som har begränsat utrymme. Om man vill se mjukvävnader får man överlägsen kontrast med magnetkamera jämfört med röntgenmetoderna (CBCT) och utan exponering för joniserande strålning. MR är dock en något dyrare undersökning och knappast tillgänglig för allmäntandläkaren.

Digital dental fotografering är också en del av avbildningen av patienten, där digitala foton används för dokumentation av undersökning, behandlingsplanering, kontroll och även utvärdering av behandlingsresultatet [12, 13]. De digitala foton arkiveras vanligen i samma databas som de radiologiska bilderna och granskas med hjälp av samma programvara. I motsats till radiografin förekommer inga skadliga biologiska effekter vid fotografering, vilket är en viktig aspekt när det gäller barn. Fördelarna med foton är allmänt erkända till exempel inom ortodontin, där de används för analys av ansiktsprofilen. Dentala foton är också värdefulla för kontroll av mjukvävnads- och slemhinnelesioner. Kommunikationen med både patienter och tandtekniker förbättras när man kan använda foton. Patienterna har sällan tillräckliga kunskaper om dentala och parodontala sjukdomar och foton kan användas för att utbilda och motivera patienterna. Bilder är oftare en effektivare metod än muntliga förklaringar. Tandteknikerna får större chans att uppfylla patienternas och tandläkarnas estetiska krav på de protetiska konstruktionerna när det finns foton att tillgå. Det kan dock vara ett problem ur sekretessynpunkt om tandteknikern arbetar i en annan organisation.

FRAMTIDEN FÖR RADIOLOGISKA IT-SYSTEM

PACS-lösningarna har i dag växt från de första tillämpningarna för förvaring och överföring av data till moderna kontrollsystem för radiologiska processer, med rapportering som baseras på taligenkänning [14,15] och integration i de radiologiska informationssystemen (RIS).

Kopplingen mellan PACS och RIS är mycket viktig eftersom båda systemen styr det diagnostiska flödet, där flaskhalsar kan orsaka förseningar i ett tidspressat schema.

RIS och sjukhusinformationssystemen (HIS)



Figur 3. CBCT-bild (volymtomografi) av en icke erupterad hörntand (D.13) med koronal (a), sagittal (b), axial (c) och 3D-volybild (d). Med CBCT får man en tredimensionell bild av anatomin. Tvärsnittsbilderna kan orienteras så att man ser önskat skikt av anatomin. Mångsidigheten med datortomografin är mycket värdefull för korrekt återgivning av maxillofaciala strukturer med komplicerade 3D-skelettstrukturer.

hanterar inskrivning av patienter, patientuppgifter, beställningar (undersökningar och remisser), tidbokningar, fakturering och försäkringar i samband med sjukhusets administrativa informationsflöde. En smidig, ömsesidig integrering av dessa informationssystem bör ge en mer tillförlitlig och effektiv process och förhindra motsägande uppgifter i systemen.

Avseende granskning av radiologiska bilder hanteras numera allt fler av de bildtolknings- och visualiseringstekniker som tidigare ingick i modalitetsbaserade diagnostiska arbetsstationer i stället av PACS-arbetsstationer. Dessa utökade PACS-funktioner möjliggör bättre tekniker för efterbehandling och visualisering för allt fler PACS-användare, från röntgenspecialistens granskning till tandläkarens webbaserade bildgranskning. Radiologerna är vana vid att se tomografiska data som olika skikt av MPR-bilder (*MultiPlanar Reformat*). För läkaren eller tandläkaren kan dock kompletterande 3D-bilder med volymåtergivning ge en mer naturlig och innehållsrik bild av volymetriska bilddata. Moderna PACS-nätverk kan

»För ... tandläkaren kan ... kompletterande 3D-bilder med volymåtergivning ge en mer naturlig och innehållsrik bild av volymetriska bilddata.«

»Det ökade behovet av tillförlitlig och vittgående information om ändamålsenlighet och effektivitet kommer att vara det som driver utvecklingen av framtidens radiologiska tillämpningar och IT-lösningar.«

anpassas för en mer vidsträckt regional användning, med tandläkarpraktiker som ligger utanför röntgenavdelningarna som ett gott exempel.

Tandläkarpraktiken kan vara ansluten till ett större regionalt PACS- eller RIS-system för att kunna använda sig av den befintliga radiologiska IT-strukturen. Den kan också ha helt egna system. Mindre bildarkiv med bara en arbetsstation och en mer begränsad webb-baserad behörighet för kunden till dessa bilddata kan införskaffas direkt från tillverkarna av utrustningen till en rimlig investeringskostnad. Oavsett organisationens storlek ska dock underhållet av PACS- och RIS-systemen utföras på korrekt sätt med tanke på informations- och datasäkerhet, såsom backup, uppdateringar, behörighet och support. Tandläkarpraktiker med bara en tandläkare har sällan egna IT-expertiser. IT-infrastruktur och support kan i dessa fall bäst hanteras externt.

I framtiden kommer samstämmigheten mellan de medicinska IT-systemen att utvecklas med mer strukturerade och kvantitativa metoder för de stora mängder data som samlas in

inom allmän- och specialistsjukvård. Samtidigt kommer de radiologiska organisationerna att tvingas hantera allt större datamängder i takt med att multimodala och 3D-/4D-metoder används i större utsträckning inom diagnostiken. Dessa data behöver mer sofistikerade gransknings- och analysverktyg, som sträcker sig ända till CAD-tekniker (*computer aided diagnostics*) som hjälper radiologerna att hitta relevanta fynd i den ofantliga datamängden. Det verkliga värdet av dessa diagnostiska data mäts dock genom deras ändamålsenlighet – hur väl den radiologiska granskningen är anpassad till den primära indikationen och den kliniska frågeställningen, och hur den radiologiska rapporten bidrar till att rätt behandling väljs till patienten. Detta kommer att bli än viktigare i framtiden, med tanke på dagens försök att få fram mer kostnadseffektiva lösningar och skära ner på kostnaderna inom hela hälso- och sjukvårdssektorn. Det ökade behovet av tillförlitlig och vittgående information om ändamålsenlighet och effektivitet kommer att vara det som driver utvecklingen av framtidens radiologiska tillämpningar och IT-lösningar.

ENGLISH SUMMARY

The handling of digital images

Mika Kortesiemi, Marja Ekholm and Tomi Kauppinen
Tandläkartidningen 2014; 106 (2): 82–6

Digital imaging has revolutionized radiology during the past 20 years. All digital imaging is still based on analogue signals from imaging detectors which are converted into digital binary format which can be processed by computers. Digital images are formed of individual pixels, each containing contrast value (gray scale). Picture archiving and communication systems (PACS) provide tools for storing and transporting the digital images. The DICOM provide the universal format for the medical image data. Also other formats, e.g. bitmap (bmp) and jpeg are used for dental images. Digital imaging can be described in three steps:

1. *image acquisition* uses physical processes to get the analogue signal which is converted into digital raw data
2. *post-processing* enables modification of the raw data to emphasize the diagnostic target features
3. *image review* brings the processed images to the medical display.

Quality assurance must cover the whole imaging chain. Due to the complex bony anatomy of the maxillofacial region, the 3D cone-beam computed tomography has become more popular in dental use. In the future, multimodal and 3D/4D imaging methods produce increasing data loads in radiology. Information concerning efficacy and effectiveness will be the fundamental motivator of the future radiological applications and IT solutions.

Artikeln är översatt från engelska av Nordisk Översättergrupp, Köpenhamn.

REFERENSER

1. Preston JD. Digital tools for clinical dentistry. An Internet tutorial. J Calif Dent Assoc 1998 Dec; 26(12): 915–22. Review.
2. Mol A. Imaging methods in periodontology. Periodontol 2000. 2004; 34: 34–48. Review.
3. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. The physics of diagnostic imaging, 2. edition, Hodder Arnold, UK London, 2006.
4. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. Angle Orthod 1999 Dec; 69(6): 491–506. Review.
5. Internet link to National Electrical Manufacturers Association (NEMA): <http://medical.nema.org/>
6. AAPM. Assessment of display performance for medical imaging systems. 2005 edition. AAPM Task Group 18, 2005:1–145.
7. Butt A, Mahoney M, Savage NW. The impact of computer display performance on the quality of digital radiographs: a review. Aust Dent J 2012 Mar; 57 Suppl 1: 16–23. Review.
8. Hellen-Halme K, Petersson A, Warfvinge G, Nilsson M. Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs. An in vitro study. Swed Dent J 2007b; Supplement 184.
9. Abrahams JJ. Dental CT imaging: a look at the jaw. Radiology 2001 May; 219(2): 334–45. Review.
10. Vandenbergh B, Jacobs R, Bosmans H. Modern dental imaging: a review of the current technology and clinical applications in dental practice. Eur Radiol 2010 Nov; 20(11): 2637–55. Review.
11. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortesiemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. Dentomaxillofac Radiol 2009 Sep; 38(6): 367–78.
12. Ahmad I. Digital dental photography. Part 1: an overview. Br Dent J 2009 Apr 25; 206(8): 403–7.
13. Ahmad I. Digital dental photography. Part 2: Purposes and uses. Br Dent J 2009 May 9; 206(9): 459–64.
14. Kauppinen T, Koivikko MP, Ahovuo J. Improvement of report workflow and productivity using speech recognition – a follow-up study. J Digit Imaging 2008; 21:378–82.
15. Krishnaraj A, Lee JKT, Laws SA, Crawford TJ. Voice recognition software: Effect on radiology report turnaround time at an academic medical center. Am J Roentgenol 2010; 195: 94–197.