

치과에서 디지털 X-선 영상의 이용

김은경

단국대학교 치과대학 구강악안면방사선학 교실

Digital X-ray Imaging in Dentistry

Eun-Kyung Kim

Dept of OMF Radiology, School of Dentistry, Dankook University, Cheonan, Korea

In dentistry, RadioVisioGraphy was introduced as a first electronic dental x-ray imaging modality in 1989. Thereafter, many types of direct digital radiographic system have been produced in the last decade. They are based either on charge-coupled device(CCD) or on storage phosphor technology. In addition, new types of digital radiographic system using amorphous selenium, image intensifier etc. are under development. Advantages of digital radiographic system are elimination of chemical processing, reduction in radiation dose, image processing, computer storage, electronic transfer of images and so on. Image processing includes image enhancement, image reconstruction, digital subtraction, etc. Especially digital subtraction and reconstruction can be applied in many aspects of clinical practice and research. Electronic transfer of images enables filmless dental hospital and teleradiology/teledentistry system. Since the first image management and communications system(IMACS) for dentomaxillofacial radiology was reported in 1992, IMACS in dental hospital has been increasing. Meanwhile, researches about computer-assisted diagnosis, such as structural analysis of bone trabecular patterns of mandible, feature extraction, automated identification of normal landmarks on cephalometric radiograph and automated image analysis for caries or periodontitis, have been performed actively in the last decade. Further developments in digital radiographic imaging modalities, image transmission system, imaging processing and automated analysis software will change the traditional clinical dental practice in the 21st century. (*J Korean Oral Maxillofac Radiol 1999;29: 387-396*)

Key words : digital dental radiographic system, image processing, IMACS, automated analysis software

컴퓨터 기술의 급속한 발전으로 의료계나 치과의료계에서 컴퓨터의 이용이 현저히 증가하고 있다. 이미 병원에서 환자의 진단과 치료계획에 널리 이용되고 있는 컴퓨터 단층 촬영, 핵의학 검사, 초음파 검사, 자기 공명 영상, 컴퓨터 방사선 촬영과 디지털 공제 혈관 조영술 등과 같은 영상 촬영술이 컴퓨터 테크놀로지를 이용하고 있다. 치과에서는 1989년에 RadioVisioGraphy (RVG)가 최초의 디지털 치과 방사선 촬영기기

로 소개된 이래¹⁾, 다양한 종류의 직접 디지털 치과 방사선 촬영기기가 개발되었고, 임상에서 활용이 되고 있다. 이와 같은 필름이 필요없는 방사선 촬영 시스템은 곧 다가올 21세기에 치과에서의 진단과 치료방식을 변화시킬 엄청난 잠재력을 지니고 있다.

이에 본 소고에서는 지난 10여년간 널리 연구되고, 개발된 치과 디지털 영상의 4가지 분야, 즉 디지털 방사선 촬영 기기(digital radio-

graphic system), 영상 처리(image processing), 영상 전송(image communication)과 컴퓨터를 이용한 진단(computer-assisted diagnosis)에 대해 언급하고자 한다.

I. 디지털 방사선 촬영 기기

최근 시판되고 있는 디지털 방사선 촬영 기기는 기본적으로 두가지 종류로 분류할 수 있는데, 그중 하나는 charge-coupled device(CCD)에 기초한 시스템이고, 다른 하나는 storage phosphor(SP)영상판 시스템이다²⁾. 현재 개발 중에 있는 것으로 amorphous selenium detector^{3,4)}, image intensifier CCD 카메라⁵⁾ 또는 photon counting x-ray sensor⁶⁾ 등을 이용한 시스템 등이 있다.

디지털 방사선 촬영 기기의 장점은 첫째, 이들 기기로 얻어진 디지털 영상은 다이나믹한 영상이라는 점이다. 즉 영상의 대조도와 흑화도를 조절할 수 있어, 노출을 적게 하여 촬영해도 적절한 흑화도 및 대조도로 영상을 바꾸어 줄 수 있다. 둘째, 직접 디지털 센서는 특히 SP시스템의 경우, 필름보다 더 넓은 관용도를 가지고 있다. 셋째, 디지털 방사선 촬영 기기는 기존의 현상 처리과정을 필요로 하지 않는다. 넷째, 방사선 선량을 감소시킬수 있다. 다섯째, 방사선 조사로부터 영상을 볼 수 있는 시간까지 걸리는 시간이 단축된다. 그외에, 영상의 저장 및 전송이 디지털 네

트워크로 보다 수월하다²⁾.

CCD에 기초한 디지털 방사선 촬영 기기로 1989년에 RVG(Trophy Radiologie, France)(Fig 1)가 소개된 이래¹⁾, 여러 종류의 구내 CCD 시스템, 즉 Flash Dent (Villa Sistemi Medicali, Italy), Sens-A-Ray (Regam, Sweden), Visualix (Gendex, Italy), CDR(Schick Technologies, U.S.A.), Sidexis (Siemens, Germany) 등이 시판되고 있다⁷⁾. 또 최초의 디지털 파노라마 및 구외 CCD 방사선 촬영 기기로, 1995년 Orthophos DS(Siemens, Germany)(Fig 2)가 소개되었다. 그 이후로 DigiPan(Trophy Radiologie, France), DXIS(Signet, France), DIMAX(Planmeca, Finland), Digital AZ3000(Asahi, Japan)등이 판매되고 있다. 그러나 CCD 센서는 비용 때문에 크게 만들기 어려운 문제점이 있다. 따라서 구외 촬영시 넓은 부위의 촬영을 위해서는 slit beam 으로 스캔하는게 필요하며, 또한 촬영시 slit beam, slit collimator와 검출기의 동시 이동(synchronized movement)이 이루어져야 하므로, 상당히 긴 노출시간을 요한다. CCD는 1970년대 후반에 비디오 카메라용으로 개발되었으며, TV 카메라, 망원경,인공 위성 등에 이용되고 있다. CCD는 실리콘 칩위에 x-선 또는 빛에 반응하는 반도체의 array로, CCD 센서는 두가지 종류로 구분된다. 하나는 광섬유나 광학렌즈와 결합된 센서로, 이들은 광섬유나 렌즈로 일반 CCD에 결합된 증감지(scintillation screen)를 이용

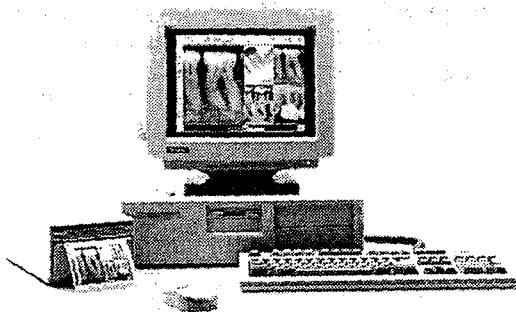


Fig 1. RadioVisioGraphy system (Trophy Radiologie, France)

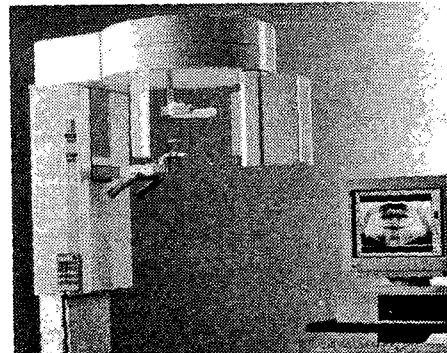


Fig 2. Orthophos DS (Siemens, Germany)

한다. 증감지가 x-선에 조사되면 빛을 방출하고, 이는 광섬유나 렌즈로 CCD에 전달되어, 상을 형성한다. RVG는 광섬유를, Flash Dent는 광학렌즈를 이용한다. 다른 종류의 CCD 센서는 영상이 직접 캡처되는 경화된 CCD 센서로, Sens-A-Ray, Visualix, Sidexis와 CDR 등이 이런 종류의 센서를 이용한다⁷⁾. CCD 센서의 장점은 실시간의 영상 획득, 환자 노출의 감소, 일관적인 영상의 질, 높은 signal/noise 비, 영상 처리에 의한 영상 질 개선, 용이한 저장, 현상을 위한 화학 약제, 암실의 불필요성 등이다. 반면, 초기의 기기 구입비용, SP 시스템에 비해 좁은 관용도, 작은 영상 부위(active image area)와 구의 촬영에 충분하지 않은 센서 크기 등의 단점이 있다.

SP 영상판 시스템은 의료계 방사선과 용도로 1983년 Fuji Computed Radiography (FCR, Fuji, Japan)이 처음 소개되었으며, 1985년 Dr. Kashima는 파노라마 촬영기기인 Siemens OP-5를 변형시켜 파노라마 및 구의촬영용 CR(Computed Radiography) 시스템을 만들었다⁸⁾. 구내 촬영용으로는 1994년, Digora (Soredex, Finland)(Fig 3)가 최초의 구내 SP 시스템으로 소개되었다. 현재 시판되고 있는 Digora, CD-Dent(Digident Ltd, Israel)는 구내 촬영만 가능한 시스템이며, 또 다른 SP 시스

템인 DenOptix(Gendex Dental Systems, Italy)(Fig 4)는 구내 촬영뿐 아니라 파노라마, 두부규격촬영도 가능한 시스템이다. Fig 5는 SP readout system의 개념을 보여주는 모식도이다. SP 영상판이 x-선에 노출되면, 전자가 방출된다. 방출된 전자는 phosphor에 포획되고, 붉은 레이저 광선으로 phosphor를 자극하면, 전자가 유리되어, 파란 빛을 낸다. 이 파란 빛은 광증폭관(photomultiplier tube)에 의해 검출되고, 그 신호는 디지털화되어 영상을 형성한다. 영상 형성 후 SP 영상판은 강한 빛으로 조사되어 재사용 가능한 상태로 된다. 파노라마 및 구의촬영용 CR 시스템으로는 기존의 파노라마 및 두부 규격 촬영기와 변형시킨 SP 영상판, CR 시스템이 일반적으로 이용된다. 또 다른 새로운 시스템으로 DenOptix(치근단, 교합, 파노라마, 구의 촬영 겸용)와 PaXorama(Digident Ltd, Israel)(파노라마 전용)가 시판되고 있다. SP 검출기의 장점은 넓은 dynamic range, 낮은 조사선량, 넓은 영상 부위, 기존의 필름과 같이 얇은 영상판과 기타 디지털 영상의 장점 등이 포함된다. 단점으로는 비교적 높은 초기 비용, 다소 긴 영상 디스플레이에 걸리는 시간(15-30 초)과 laser scanning에 의한 노이즈와 신호 소실 등이 있다⁷⁾.

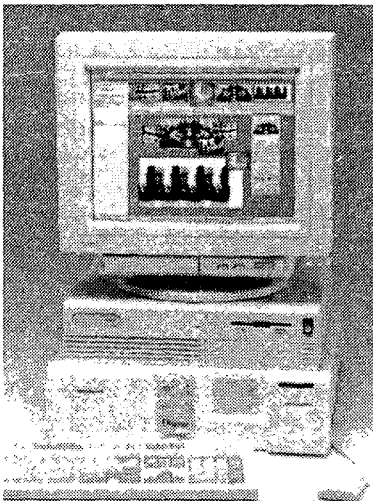


Fig 3. Digora system(Soredex, Finland)

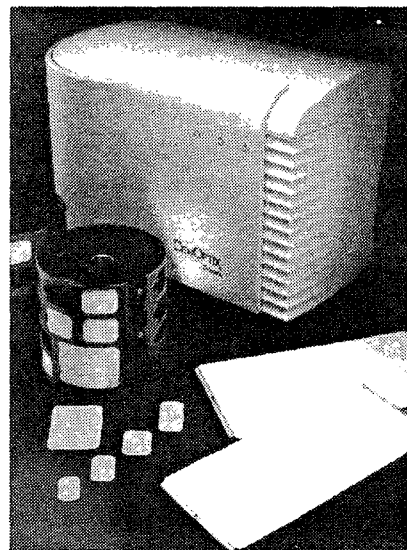


Fig 4. DenOptix(Gendex, Italy)

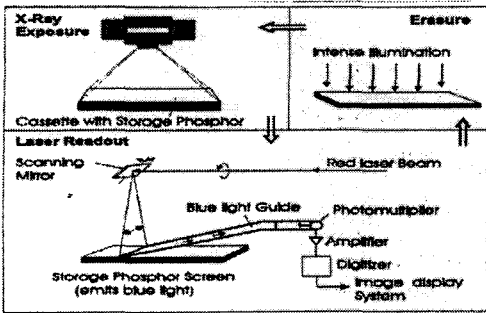


Fig 5. Concepts of Storage Phosphor readout system

새로운 직접 디지털 구의 촬영 시스템으로 1998년 Sakurai 등^{3,4)}에 의해 amorphous selenium으로 이루어진 검출기를 이용하는 Direct Radiography(DR)가 개발되었다. 이 시스템은 thin film transistor(TFT) panel, electronic readout circuit와 컴퓨터로 구성된다. amorphous selenium의 장점은 우수한 공간 해상도, 거의 실시간의 영상 디스플레이, 아주 우수한 민감도와 signal-to-noise ratio, 넓은 dynamic range 등이다. 또 다른 기대되는 새로운 디지털 방사선 촬영 시스템은 1998년 Arai 등⁵⁾에 의해 소개된 Ortho-CT 이다. 이 기기는 복합 운동 단층 촬영 기기인 Scanora(Soredex, Finland)에 4" Image intensifier를 검출기로 부착시켜 제작되었으며, 3차원 영상 재구성은 Pentium II 400Mhz processor를 사용하여 수행한다. 장점은 낮은 조사선량, 높은 해상도를 보이는 영상, 용이한 조작법과 그리 높지 않은 가격 등이다. 연구 중에 있는 다른 디지털 방사선 촬영 시스템으로 Tokuoka 등⁶⁾에 의한 photon counting x-ray sensor를 이용한 디지털 파노라마 촬영기기 등이 있다.

II. 디지털 영상 처리

일단 x-선 영상이 디지털 신호로 저장되면, 디지털 영상 처리가 가능하다. 디지털 영상 처리의 목적은 진단학적으로 유용한 정보를 선택적으로 제공하고, 나머지는 제거하는 것이다. 여기에

는 디지털 영상 증강, 공제술, 영상 재구성 및 Tuned Aperture Computed Tomography (TACT) 등이 포함된다.

디지털 영상 증강은 대조도 및 흑화도의 조정, 연화(smoothing)와 경화(hardening) 등이 포함된다. 몇몇 연구들에서 영상 증강의 효과를 평가한 바 있다. 디지털 공제 촬영술(Digital Subtraction Radiography, DSR)은 시간 간격을 두고 경조직에 서서히 발생한 작은 변화를 진단하는데 가장 좋은 도구로 간주되고 있다^{9,10)}. Grondahl 등¹¹⁾은 1983년 치주 골 병소의 진단에 있어서 DSR의 유용성을 제안하였다. 그 이후 치의학에서 DSR에 대한 많은 연구가 보고되었다. DSR의 임상적 적용 분야는 첫째, 치주 치료 술식의 효율성을 평가하고, 둘째, 치아 우식증의 진행 정도를 측정하며, 셋째, 근관 치료 후 미세한 치근단 변화를 평가하고, 넷째 임플란트 시술의 평가, 다섯째, 치조골량변화의 정량분석 등이 있다^{9,10)}. DSR은 동일한 기하학적 촬영 조건으로 촬영되고, 동일한 대조도를 보이는 한 쌍의 영상을 필요로 한다. 동일한 방사선 사진 대조도로 보정하기 위해 robust digital contrast correction method(Ruttimann 등, 1986)¹²⁾과 알루미늄 스텝 웨지를 이용한 optical density thickness function method(Likar 와 Pernus, 1997)¹³⁾가 제안되었다. 동일한 기하학적 촬영 조건을 유지하기 위해서는 개인별로 제작된 교합제가 부착된 필름 유지 장치로 표준화된 방사선 사진을 촬영하는 것이 필요하다. 그러나 이러한 기계적인 방법으로 표준화시키는 방법은 현실적이지 못하다. 따라서 개인별로 제작된 스텐트를 사용하지 않는 다른 방법이 제안되었다. 즉 특징적 포인트를 map하기 위한 3차원적 기하학의 알고리즘(1992, Dunn 등)¹⁴⁾, simulated annealing에 기초한 image-mapping algorithm(1999, Pelka 등)¹⁵⁾과 IDL(Interactive Data Language)로 쓴 geometric warping procedure(1999, 김)¹⁶⁾ 등이 제안되었다.

Fig 6은 김의 geometric warping procedure

를 이용한 연구 결과 사진이다. A는 표준화 방사선 사진 쌍의 공제 상을 보여주며, B는 비표준화 방사선 사진 쌍의 공제 상을 보여 준다. C는 비표준화 방사선 사진 쌍을 IDL로 쓴 프로그램으로 대조도 보정 후 기하학적 보정하여 공제한 상을 보여준다. 이는 기계적으로 고정하여 표준화시킨 사진 쌍의 결과인 A와 유사한 것을 알수 있다. Fig 7은 원래 사진에서는 보이지 않는 악골 전방에 위치시킨 나일론 스크류와 나일론 나사가 공제된 사진에서 명확히 관찰되는 것을 보여준다⁷⁾.

디지털 영상 처리의 또 다른 영역은 영상 재구성이다. CT, MRI 와 초음파 영상이 보통 3차원 영상 재구성에 사용되는데, 이는 움직임 없이 촬영된 일련의 얇은 슬라이스를 필요로 한다. 원래 3차원 영상 재구성은 강력하고, 비싼 워크스테이션에서 수행되었으나, 최근 저가의 강력한 개인용 컴퓨터의 발달로, 개인용 컴퓨터에서도 수행된다. Fuhrmann 등¹⁸⁾은 1995년 저가의 개인용 컴퓨터에서 CT와 MR 영상으로 3차원 영

상 재구성한 예를 보고하였다. 이런 영상 재구성의 임상 적응증은 두개안면 기형, 외상, 두경부 종양, 악관절 질환, 악교정 수술, 임플란트 식립의 술전 치료 계획 등이다.

다음에 언급하는 내용은 Tuned Aperture Computed Tomography (TACT)에 대한 것으로, TACT는 1997년 Weber 등¹⁹⁾에 의해 소개된 광학 구경 이론(optical aperture theory)에 기초한 새로운 3차원 방사선사진 데이터 획득 방법이다. 이는 "단층 합성(tomosynthesis)"으로 더 잘 알려진 방법을 일반화시킨 것이다. Fig 8은 우식증이 있는 치아의 TACT 상의 예로, 왼쪽의 사진은 치관의 협측 1/3로부터 설측 1/3까지 차례대로의 상이다. 인접면의 우식증은 가장 협측 슬라이스에서 명확히 잘 보인다. 교합면의 근심소와로부터 치수강을 향한 탈회 경로는 세 번째 슬라이스에서 보인다. 단순한 TACT 시스템의 구성요소는 CommCat 단층 촬영장치(Imaging Sciences International, U.S.A.)와 같은 적절한

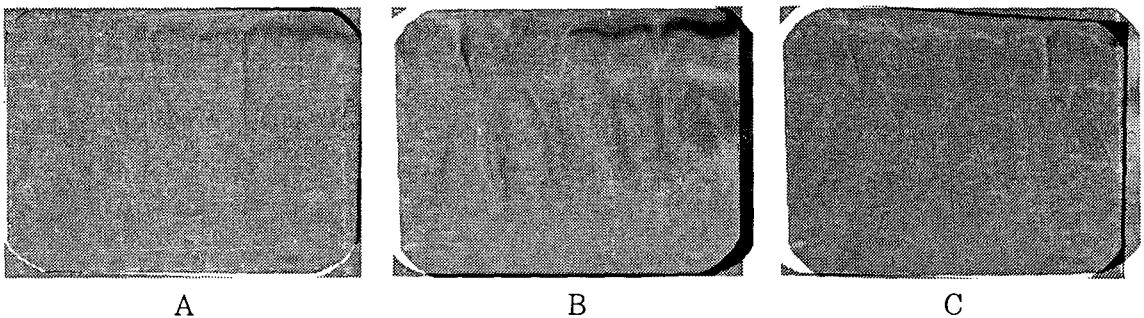


Fig 6. A. Subtracted image of standardized image pair, B. Subtracted image of non-standardized image pair, C. Subtracted image of contrast and geometrically corrected non-standardized image pair

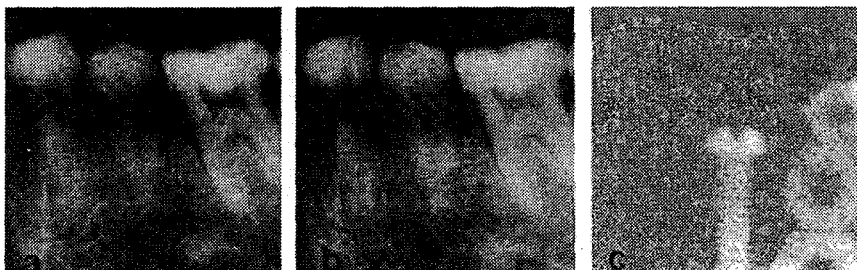


Fig 7. Examples of subtracted image showing the powerful sensitiveness

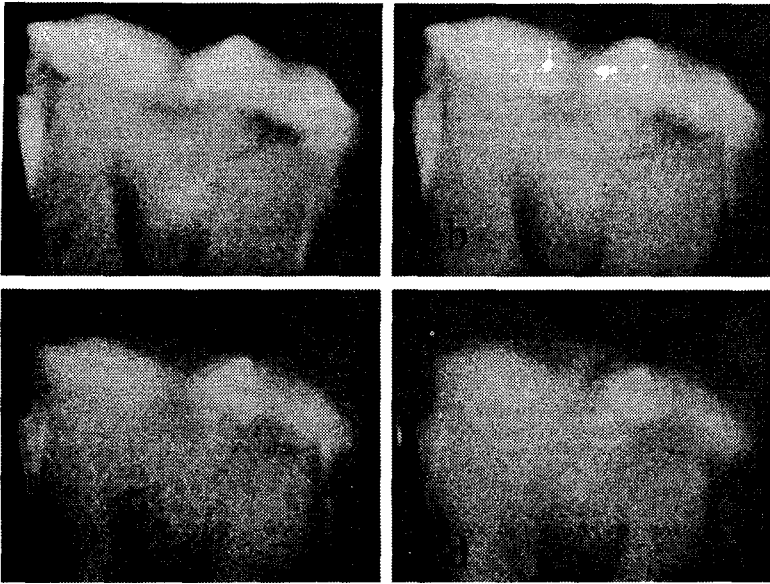


Fig 8. Example of TACT image

방식으로 이동가능한 x-선원, 기준점으로 사용될 직경 1mm 의 납 구슬, CCD 검출기와 컴퓨터로¹⁹⁾, 상품화가 많이 진행되어 곧 핀란드 Instrumentarium Imaging사의 Ortho-TACT가 시판될 예정이다. 많은 선학들에 의해 제시된 TACT의 유망한 적응증은 임플란트 주위의 골 병소, 치주질환에서 골소실과 형성, 치근단 병소, 근관 치료시 근관의 3차원 상, 치관 파절과 재발성 우식증 등을 발견하고 정확한 위치를 보여 주는 것이다.

Ⅲ. 영상 전송

디지털 영상의 또 다른 장점은 영상 전송이 용이하다는 점이다. 디지털 x-선 촬영기기의 보급과 컴퓨터의 발달로, 치과에서 PACS(Picture Archiving and Communication System)와 원격방사선 시스템(teleradiology system)에 대한 관심과 사용이 증대되고 있다. 의료계 방사선과에서 PACS의 발달은 1980년대 초반에 시작되었다. 이는 또한 Image Management and Communication System(IMACS)이라고도 하

는데, Dove 등²⁰⁾은 1992년 치과 방사선학에서 최초의 IMACS를 보고하고, 디자인 및 IMACS 실행의 원칙에 대해 언급하였다. 1998년 Chen 등²¹⁾은 국립 대만 대학에서 시행하는 구강악안면 방사선과의 IMACS에 대해 보고하였고, 역시 1998년 Hellsten과 Wridell²²⁾은 전체 병원의 PACS를 시행하기 전의 전단계로 시행한 구강 방사선과 PACS에 대해 보고하였다. 치과에서의 PACS의 특징은 대부분의 의대 병원 방사선과에서보다 구강악안면 방사선과에서 수행되는 검사의 수가 많고, 평균 영상 파일 크기가 훨씬 작고, 영상의 해상도가 더 높다. 또한 치과 방사선과는 일반적으로 모든 종류의 영상 즉 MRI, CT, CR, 파노라마 및 구내 촬영 등을 수행한다. 보고된 국립 대만 대학에서 시행하는 구강악안면 방사선과의 IMACS의 구성요소는 하부 구조(infrastructure), 필름 스캐너, RVG, Digora, Orthophos DS Ceph 등과 같은 영상 획득 장치, 영상 디스플레이와 출력 장치, 영상 데이터 베이스와 네트워크 이다. Chen 등의 6개월간의 경험에 의하면, 첫째, 필름 스캐닝에 소요되는 시간으로 인한 지연, 둘째, 영상 디스플레이에 필요한 충분한 장소의 부족, 셋째, 충분치 않은 출력 장치와 마지

막으로 시스템 유지의 문제점 등이 있었다²¹⁾.

원격 치의학(teledentistry)이란 치과 의사가 없는 곳에서 환자의 진단과 치료를 수행 가능케 하는 일련의 테크놀로지를 필요로 하는 것으로, 치과 의사에게 의뢰를 하기 위해 전송선을 통해 정지 화상, 동영상, x-선 영상과 임상 데이터 등을 전송하는 것을 포함한다²²⁾. 이를 위한 장비로 ISDN에 기초한 데스크탑 비디오 원격 화상 회의 시스템(desktop video teleconferencing system)과 디지털 카메라가 필요하다. 원격 치의학의 중요한 두가지 적용 분야는 환자의 진료와 치과 의사의 교육적인 측면에서의 이용이다. 환자의 진료를 위해 시술전, 후의 상담은 원격 치의학의 가장 보편적인 이용 예이고, 진료를 위한 환자 의뢰와 치과 의사와 기공소 간의 의사 소통도 유용한 적용 예이다. 또한 멀리 떨어진 곳의 수련의나 일반의의 교육은 이 시스템의 좋은 적용 분야다.

원격 방사선학(teleradiology) 시스템의 구성 요소는 영상 전송 스테이션(image sending station), 전송망(transmission network) 과 영

상 수신 스테이션(receiving image review station)이다. 영상 전송 스테이션은 개인용 컴퓨터, 필름 디지털라이저와 전화선 모뎀으로 구성되며, 전송망으로 전화선(telephone line), 광섬유(fiber optics) 또는 초단파(microwave) 등이 사용될 수 있다. 영상 수신 스테이션은 개인용 컴퓨터와 전화선 모뎀으로 구성된다²³⁾. 이러한 원격 방사선학 시스템을 주로 활용할 수 있는 사람은 당직 중인 방사선과 의사, 방사선사진에 대한 전문의의 판독을 원하는 치과 의사나 병원의 타과 의사 등이다. 그외에 보험 회사와의 의사소통을 위해서 또는 법적인 문제와 관련해서 적용이 가능하다.

IV. 컴퓨터를 이용한 진단

마지막으로, 컴퓨터를 이용한 진단은 근래 아주 활발히 연구되고 있는 디지털 영상의 한 분야이다. Hildebolt와 Vannier²⁴⁾는 1988년, 28개의 수학적으로 정의된 특징을 이용하여 치주 질환의

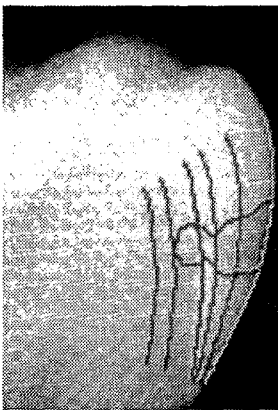


Fig 9. Logicon Caries Detector outlines automatically consistent alignment of radiolucent feature.

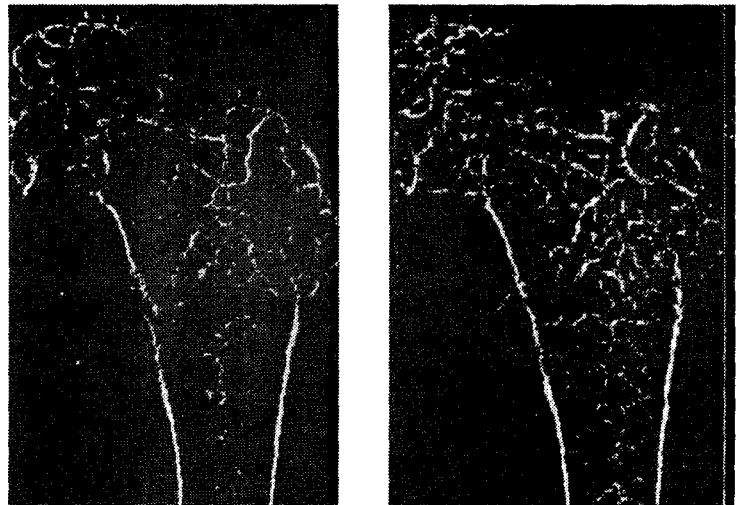


Fig 10. Left images are pre-treatment morphologically filtered CR image and right images are post-treatment morphologically filtered CR image

자동 분류를 위한 컴퓨터에 기초한 패턴 인지 시스템(computer-based pattern recognition system)을 보고하였다. 1994년 Stheeman 등²⁵⁾은 병소의 진단에 기여할 feature recognition에 대해 연구하였고, Heaven 등²⁶⁾은 1992년, 치아 우식증의 진단을 하는 컴퓨터 프로그램을 개발하였다. 그들은 또한 컴퓨터에 기초한, 영상 분석 및 임상 판단 지지시스템(image analysis and clinical decision support system)인 "CariesFinder"가 치아 우식증의 발견에 유용하고, 정확했다고 보고하였다²⁷⁾. 현재 이 기능을 가진 "Logicon Caries Detector"가 프랑스의 Trophy Radiologie사에서 디지털 촬영기기인 RVG의 옵션 소프트웨어로 판매되고 있는데, 이는 고급의 인공 신경망 테크놀로지를 이용하며, 조직학적 데이터베이스에 기초하여 인접면 우식증의 가능성(probability)을 수치로 보여준다. Fig 9는 Logicon Caries Detector 프로그램이 방사선 투과성의 양상을 자동으로 외형을 그려주는 모습이다. 이외에 Baker와 Baumind²⁸⁾은 1994년, 두부 계측 방사선사진에서 정상 구조물의 표지(landmark)의 위치를 자동으로 잡아주기 위해 인공 신경 망 방법을 사용하였고, Ruttimann 등²⁹⁾과 Redford 등³⁰⁾은 치조골에서의 임상적 변화의 측정치로 프랙탈 차원을 연구하였다. Johe 와 Dunn³¹⁾은 파노라마 방사선 사진에서 인공 지능을 적용하였다.

Kumasaka 등³²⁾은 1997년, 골소주 패턴의 추출을 위해 일종의 소프트웨어인 형태학적 필터(morphological filter)를 이용하였다. Fig 10은 1997년 Kashima 등³³⁾에 의해 보고된 사진으로, 골다공증 환자의 대퇴골과 3번 요추골의 치료 전, 치료후 CR 영상을 형태학적으로 필터시킨 영상으로, 원래 영상에서는 치료후 골 구조물의 개선을 인지하기 어려우나, 형태학적으로 필터시킨 치료후 영상에서 골격 패턴의 분포와 밀도가 치료전 영상에서보다 현저히 달라진 상을 보여준다. 즉 불연속적인, 거친 패턴에서, 연속적이고, 섬세한 망과 같은 패턴으로 변화된 것이 관

찰된다.

V. 결론

이상과 같은 디지털 x-선 영상의 하드웨어와 소프트웨어의 발달에 힘입어, 다가오는 21세기에 치과에서 디지털 x-선 영상은 보편화될 것으로 예상된다. 현재 개발 중인 amorphous selenium으로 이루어진 DR 또는 Ortho-CT 또는 TACT와 같은 새로운 직접 디지털 방사선 촬영기기 등이 지금까지보다 더 많은 정보를 보여주는 다양한 기능을 가지면서, 비싸지 않고, 사용자에게 친숙한 형태의 디지털 방사선 촬영기기로 발전되어 치과의사에게 제공될 것이며, 한편 패턴 인지, 인공 지능, 프랙탈 분석, 신경망 이론 등을 이용한 컴퓨터 진단의 발달이 이루어져, 치과의사는 치아 우식증, 치주 질환, 골다공증과 두부 계측 방사선 사진 분석 등에 자동 진단 및 임상적 판단 지지 시스템(clinical decision support system)을 사용할 수 있을 것이다. 직접 디지털 방사선 촬영기기에 필요한 모든 하드웨어 및 소프트웨어가 통합되고, 이 통합 시스템은 보편적인 표준화 방법으로 더욱 자동화된 공제 분석과 화상 처리에 의한 영상의 질의 개선을 가능하게 할 것이다. 궁극적으로 필름이 필요 없는 치과 병원이 표준이 될 것이며, 그래픽 사용자 환경(Graphic User Interface)의 잘 디자인된 IMACS로 진단, 치료 계획, 차팅, 치료의 기록, 진료비 청구 및 각종 형태의 영상 등과 같은 모든 임상 정보 시스템이 통합될 것이다. 또한 환자의 진료 및 치과의사의 교육에 원격 치의학 시스템의 활용이 일반화될 것이다. 이러한 디지털 영상 기술의 발달은 방사선학적 정보를 빠뜨림 없이 치과의사에게 제공해 줄 것이며, 기존의 진단을 위한 접근 방식까지 변화시키게 될 것이다.

참고문헌

1. Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter JP. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;68:238-42
2. Wenzel A. Digital radiography and caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27:3-11
3. Sakurai T, Matsuki T, Nakamura K, et al. The development of a new direct digital extra-oral radiographic system prototype using a thin-film transistor panel. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:172-7
4. Sakurai T. Flat-panel detector : present and future. *Dental Radiology* 1998;38:38-40
5. Arai Y, Tammissalo E, Iway K, Ejima K, Hashimoto K, Shinoda K. An advanced imaging system: Ortho cubic super high resolution CT (Ortho-CT). Abstract of 5th symposium on digital imaging in dental radiology 1998:19
6. Tokuoka O, Hayami A, Sumida A, Fuchihata H, Nakamura T. Development of a digital panoramic x-ray machine using a photon counting x-ray sensor. *IDAMFR/CMI' 97 - Advances in Maxillofacial Imaging* 1997:279-282
7. Wenzel A, Gröndahl HG. Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent J* 1995;45:27-34
8. Kashima I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1995;80:577-98
9. Hausmann E. Digital subtraction radiography: then(1983) and now(1998). *J Dent Res* 1999;78(1):7-10
10. Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodont Res* 1997;32: 241-8
11. Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. Digital subtraction radiography for diagnosis of periodontal bone lesions with simulated fast speed systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983;55:313-318
12. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodont Res* 1986;21:486-495
13. Likar B, Pernus F. Evaluation of three contrast correction method for digital subtraction in dental radiography : An in vitro study. *Med Phys* 1997;24:299-307
14. Dunn SM, van der Stelt PF, Ponce A, Fenesy K, Shah S. A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1993;22:77-80
15. Pelka A, Kunzlmann KH, Paulus D, Winzen A. Automatic digital subtraction radiography using simulated annealing. *J Dent Res* 1997;73:269
16. 김은경. 디지털 공제술에서 비표준화 방사선사진의 대조도 및 기하학적 보정에 관한 연구. 대한치주과학회지 1998;28(4):797-808
17. Vander RH, Webber RL. Future trends in dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;80(4):471-8
18. Fuhrmann RAW, Schnappauf A, Diedrich PR. Three-dimensional imaging of cranio-maxillofacial structures with a standard personal computer. *Dentomaxillofac Radiol* 1995;24:260-263
19. Webber RL, Horton RA, Tyndall DA, Ludlow JB. Tuned-aperture computed tomography (TACTTM). Theory and application for three-dimensional dento-alveolar imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 1997;26:53-62
20. Dove SB, McDavid WD, Welander U, Tronje G, Silcox CD. Design and implementation of an image management and communications system(IMACS) for dentomaxillofacial radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:216-21
21. Chen SK, Yu KM, Chen RS, Hsieh CC. Implementation of an oral and maxillofacial radiology image management and communi-

- cation system. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:358-62
22. Hellsten G, Wridell E. Merging of dental digital imaging to medical digital imaging. Abstract of 5th symposium on digital imaging in dental radiology 1998:10
 23. Gitlin JN. Teleradiology. *Radiol Clin North Am* 1986;24(1):55-68
 24. Hildebolt CF, Vannier MW. Automated classification of periodontal disease using bitewing radiographs. *J Periodontol* 1988; 59:87-94
 25. Stheeman SE, Mileman PA, van hof MA, van der Stelt PF. Does radiographic feature recognition contribute to dentists' diagnosis of pathology? *J Dent Res* 1994;73:297
 26. Heaven TJ, Firestone AR, Feagin FF. Computer-aided image analysis of natural approximal caries on radiographic films. *J Dent Res* 1992;71:846-9
 27. 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
 28. Baker B, Baumrind E. Neural net approach to landmark location on cephalograms. *J Dent Res* 1994;73:297
 29. Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB, Ala B. Fractal dimension from radiographs of periodental alveolar bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992;74:98-110
 30. Redford M, Webber RL, Horton RA, et al. Fractal dimension as a measure of clinical change in alveolar bone. *J Dent Res* 1994;73:390
 31. Johe R, Dunn S. Artificial intelligence in tooth identification of panoramic radiographs. *J Dent Res* 1994;73:297
 32. Kumasaka S, Matsuki T, Kashima I. Skeletal pattern extraction of bone trabeculae using mathematical morphology. *Oral Radiol* 1996;13(1):35-43
 33. Kashima I, Sakurai T, Kumasaka S, et al. Imaging modality for maxillofacial diagnosis : a glimpse at the future. *IDAMFR/CMI' 97 - Advances in Maxillofacial Imaging* 1997:15-22

Address : Dr. Eun-Kyung Kim, Dept of OMF Radiology, School of Dentistry, Dankook University, San 7-1, Shinboo-dong, Cheonan, Choongnam, Korea
 Tel : 0417-550-1922 Fax : 0417-553-3707
 E-mail : ekkim@anse0.dankook.ac.kr