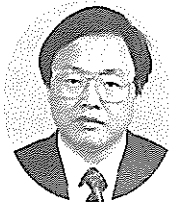


치의학 영역에서 디지털 영상술은 어떻게 쓰여지고 있는가?



교수 박 창 서

연세대학교 치과대학 치과방사선학 교실

근래 새로운 의학영상 기술이, 생체공학 및 전자공학의 눈부신 발전으로 인하여, 다른 어떤 의료기술 분야보다도 고도의 기술발전을 이루어 디지털 X선촬영기, 초음파촬영기, 전산화단층촬영기, 자기공명영상기, 핵의학 영상진단기, 화상전송등에서 크게 응용되고 있다. 이러한 술식중에서도 가장 기본적이고 중요한 점은 화상을 저장하거나 전송하기 이전에 재래식 필름에 비해 화상정보나 선명도가 뒤떨어지지 않는 디지털 영상을 만들어야 하는 것이다.

우리가 현재 보편적으로 쓰고 있는 구내 및 구외 방사선사진은 구강악안면영역의 경조직 장애를 진단하는 주된 방법중의 하나이다. 이러한 재래식 방사선사진을 만들기 위해서는 다소 번잡한 필름처리 과정을 피할 수가 없다. 그러나 디지털 영상체계에서는 촬영된 영상을 비디오 모니터에서 관찰한 후 컴퓨터 디스크에 저장하거나 또는 지면으로 인쇄할 경우에는 필름처리과정이 생략되어 현상기, 현상 및 정착액, 수세 및 암실설비 등이 불필요하다^{1,2)}. 또한 디지털 영상은 계수형으로 저장되어 있어 영상 처리 기술을 사용하여 화상을 증진시키거나 또는 분석시킬 수 있으며 신속히 이를 저장하고 탐색할 수 있다. 무엇보다 가장 큰 장점으로서 디지털 영상술에 사용되는 X선 감지기는 재래식 필름과 비교시에 영상정보를 큰 손실없이도 저장하는 효율성이 높아 환자에게 주는 방사선 피폭량을 크게 감소시킬 수 있어 디지털 영상술만큼 차세대 치의학도의 임상행위에 큰 영향을 줄 술식은 없을 것으로 사료된다¹⁾. 필름이 필요없는 디지털영상술은 외국회사에 의해 개발되어 일부 기종은 이미 국내에서 시판되고 있다. 디지털 영상술을 위한 X선 검출기로 전자 검출기 및 storage phosphor 검출기가 사용되고 있다.

본 논문의 목적은 이러한 필름에 근거하는 재래식 촬영술과는 달리 X선 감지기에 근거하는 디지털 영상술이 치의학 영역에서 실제로 어떻게 사용되고 있는지를 소개하고 또한 그 효율성을 점검해 보고자 함에 있다.

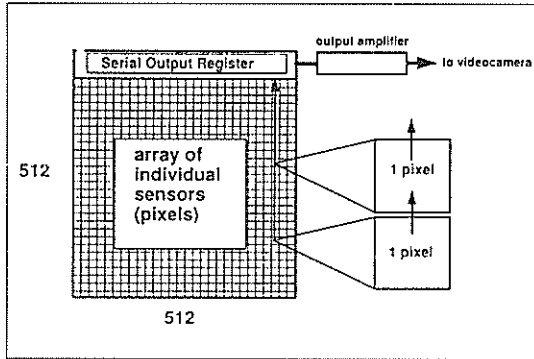


그림 1. area array CCD 검출기의 도해. pixels 열은 512 x 512 pixels 행렬로 배열되어 있다. 각각의 pixel은 20 마이크로론 평방 정도로 작다.

전자 검출기(ELECTRONIC RECEPTORS)

전자 검출기의 중심에는 전하결합소자(CCD)가 있다. CCD는 새로운 발명품은 아니며 1960년 대에 감광성 반도체 소자가 소개된 이래로 망원경, 현미경, 위성 및 비디오카메라등에 이미 사용되고 있다³⁾. CCDs는 엑스선 또는 빛에 예민한 화소(pixels)의 정렬이다(그림 1). 개개 pixel에서 포착된 전자수에 관한 정보는 줄지어 output register로 이동된다. 각 열에 있는 각 pixel의 전하는 output amplifier로 이동되어 비디오 카메라나 비디오 모니터에 화상으로 전시된다. 비디오 모니터에서 개개 pixels의 밝기는 축적된 전자 수의 직접적인 표현이다.

전하결합(charge-coupling)은 단순한 과정으로 이것에 의해서 축적된 빛이나 또는 엑스선 광자는 한 전자 well로부터 다음 전자 well로 순서적으로 이동되어 마침내 판독 증폭기에 도달하게 된다^{3,4,5)}. 그림 1과 2는 이 과정을 보여주고 있다. pixel은 소형의 "상자"로서 여기에 X선 또는 광자가 입사되어 상호 작용에 의해 생성된 전자가 축적될 경우 소위 전자 well이라고 불리운다(그림 2). X선 광자의 경우에 이것은 환자를 통과한 후에 발생되므로 필름의 X선 노출처럼 환자 구조의 간접적인 표현이다. CCD는 필름에 비하여 뚜렷한 장점인 전자 체계이므로, 환자

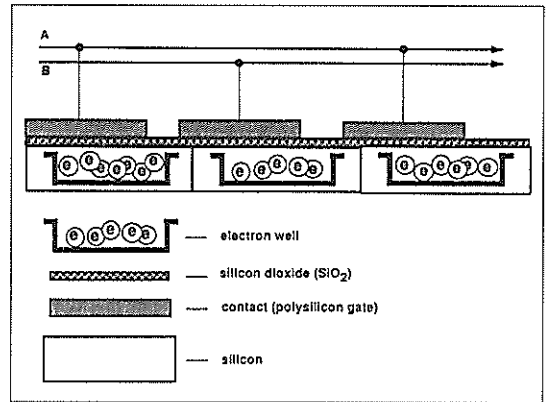


그림 2. 전자 well로 표기된 각 부위는 X선 또는 광선이 검출기와 충돌한 후에 축적된 전자들을 포획하고 있다. A와 B는 각각의 well로부터 얻은 전자신호를 판독하는 기록기의 분리된 경로를 보여주며, 이 모든 과정은 microseconds안에 연속적으로 발생한다. pixels에서 얻은 한줄의 정보가 판독된 후, 또다른 기록기는 판독을 또다른 수평 열로 이동시킨다. 정보는 analog 전압으로 전환되어 비디오 신호로 표현된다.

로부터의 신호는 컴퓨터에 입력되어 노출후 영상처리 즉 디지털감쇄법, 2 또는 3 차원 재구성, 광학섬유 전송선을 이용한 화상전송도 가능하다.

구내촬영술의 전자 검출기 응용

CCD 검출기 체계는 구내 및 구외 X선촬영술에 모두 응용될 수 있으나 현재 구내촬영용만 시판되고 있고 구외촬영용은 개발중에 있다. 시판중인 구내촬영용으로는 (1) Trophy RVG 체계(Trophy Radiologic, Vincennes, France와 Trophy USA, Inc, Marietta, GA); (2) Regam 체계(Regam Medical Systems AB, Sweden); (3) Fiad Villa 체계(Fiad Vida Systemi Medical srl, Italy); 및 Gendex 체계(Visualix, Gendex Corporation, Milwaukee, WI)등이다.

이들 감지기 배열의 두 주요 유형은 (1) linear arrays와 (2) area (two-dimensional) arrays이다. 현재 사용중인 area arrays(사진 1)는 제레식 엑스선 필

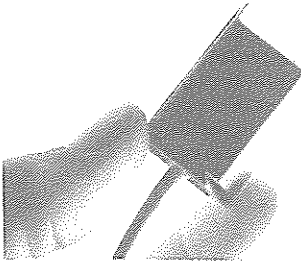


사진 1. Trophy RVG X선 감지기

름보다 작으므로 좀더 큰 area arrays가 개발 중에 있다.

area array CCD 감지기는 현재 간접형 및 직접형으로 분류되는데, 섬유광학적으로 결합된 간접형 감지기(그림 3)는 CCD에 결합된 scintillation 증감지(Lanex같은 증감지, Eastman Kodak Co., Rochester, NY)를 사용한다. X선은 증감지에 충돌하여 광전자를 생성하도록 되어있고 한개의 X선광자는 수백개의 광전자를 만들며 이것은 감지되어 CCD에 의해 저장된다. 보통 이것은 재래식 광학 렌즈나 fiber optic minifier를 통해서 이루어진다. 또다른 CCD 감지기는 직접형 감지기로서 CCD 배열 자체가 영상을 직접 포착한다. Trophy RVG 체계는 섬유광학적으로 결합된 간접형 감지기 체계인 반면에 Regam은 직접형 감지기 체계이다.

해상능은 상호 인접한 소형의 피사체간을 식별할 수 있는 능력을 말하며 통상적으로 mm당 선쌍의 수(lp/mm)로 정의된다. 치과용 X선 필름은 약 16 lp/mm의 해상능을 갖고 있다. 전형적인 CCD체계는 10 lp/mm에 근접한다. 육안은 약 4 - 6 lp/mm만 식별할 수 있으므로 CCD는 필름 판독을 위한 충분한 해상능을 갖고 있는 것으로 나타난다.

전형적인 CCD 감지기는 재래식 치과용 X선필름보다 좀더 밝거나 또는 X선에 민감하다. Trophy RVG 체계의 노출시간은 E-유형의 X선 필름보다 약 80% 적다. 그러므로, 환자에게 주는 흡수선량은 영상 detail의 손실이 없거나 인지할만한 소실없이

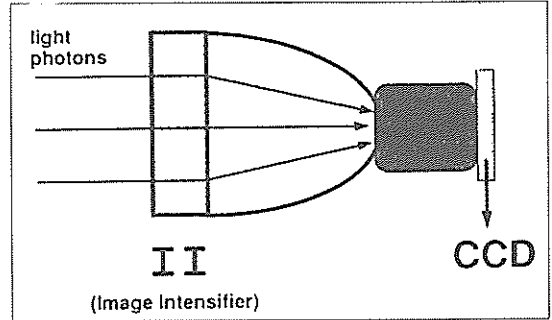


그림 3. RVG 체계에서 사용되는 것과 동일한 섬유광학적으로 결합된 CCD의 도해. 상 증감제는 실제로 희토류 형광체로서 X선과 충돌 시에 광자를 방출한다. 화살표를 포함하는 곡선진 부위는 광섬유속을 나타내며 이것은 광선 정보를 수집하여 CCD area array로 이동시킨다.

충분히 감소된다. 구치부 소견을 위한 Trophy 체계의 전형적인 노출시간은 0.06초로서 E speed 치과용 엑스선필름의 0.16초와 비교된다.

dynamic range는 X선필름에서 노출 관용도와 동일한 디지털 영상이다. CCD를 위한 dynamic range는 linear one이며 그러므로 이들 체계의 “관용도”는 매우 넓어 필름의 관용도보다 매우 크다. CCD에 입사된 빛 또는 X선 수준은 에너지의 양과 동등한 계수에 의해서 표현된다.

전자 정보의 CCD 판독은 비디오 카메라보다 늦기 때문에, array에 있는 각각의 pixel은 큰 정확성을 갖고 계수화되므로서 빛 또는 엑스선 강도신호를 정확하게 기록한다.

노출 후에 영상이 조작되므로(영상은 frame-grabber에 저장된다), CCD area array는 전산단층술과 유사한 대조도 범주를 갖고있다; 이것은 256 수준의 gray로서 조작되어 영상 대조도를 증진시킬 수 있으나 X선 필름에서는 불가능하다.

구외촬영술의 전자 검출기 응용

반도체 검출기에 근거한 구외 디지털 영상체계는 미국 및 일본의 치과대학에서 개발중에 있으며, 파

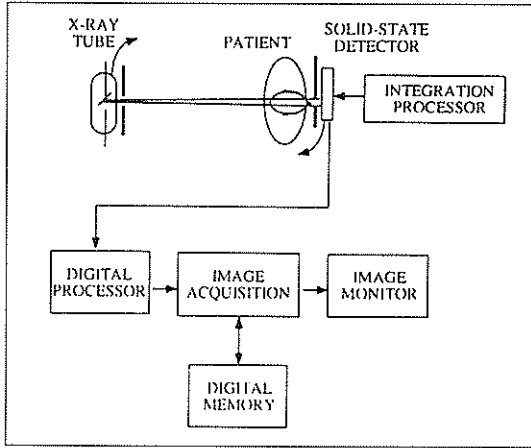


그림 4. 직접형 디지털 파노라마장치 체계의 도해.

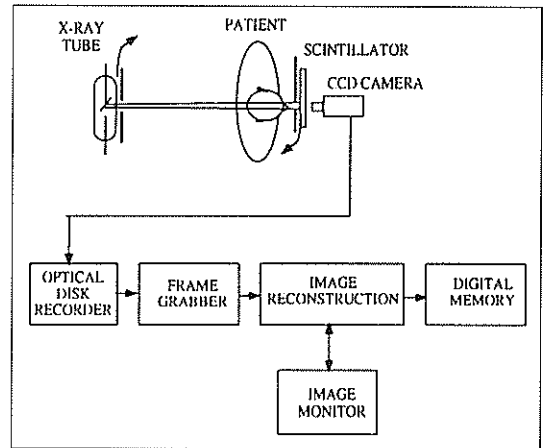


그림 5. 디지털 파노라마 체계의 도해.

노라마 사진촬영과 두경부 사진촬영에 모두 적용되고 있다. 이들 기술중 재래식 파노라마 촬영기로 부터 디지털 영상을 만들기 위해서 상이한 술식이 각각 개발되었다.

반도체 linear 검출기에 근거한 술식이 텍사스 주에 있는 San Antonio UTHSC대학에서 개발되기 시작하였다⁶⁾. 근본 원리는 파노라마 촬영에서 X선 필름을 전자 감지기로 대체한 것이며 이것은 영상정보를 컴퓨터에 보내어 계수형으로 보관하는 것이다. 영상 pixels의 연속적인 columns을 위한 자료는 X선 원과 검출기가 환자두부 주위를 회전하는 동안에 얻어진다. pixel columns은 집합하여 환자의 하악과 일치하는 곡면의 파노라마 소견을 나타낸다. 재래식 파노라마 방사선사진과 유사한 상이 고해상도 비디오 모니터에 전개되어 후에 사용하기 위해서 광 디스크에 저장되기도 한다(그림 4). 디지털 파노라마상은 115.2 mm x 230.4 mm의 파노라마 방사선사진과 일치하는 256 shades의 grey를 가진 512 x 1024 pixels이다.

이 술식의 주요 장점은 환자에게 주는 방사선노출의 감소가 가능하다는 것이다. 매우 좁은 linear 검출기 배열을 갖고, X선 fan beam은 현재 사용되는 폭의 fraction으로 시준될 수 있다. 이 기술과 관련된 또다른 장점은 부적절한 환자위치에서도 촬영이 비교적

원만히 이루어 진다는 것이다. one-dimensional 검출기 배열의 사용은 재래식 파노라마 촬영술에서 이동 중인 필름과 관련되어 나타나는 “단층적인” 효과를 제거하여 상의 선명도를 높이며 부적절한 환자위치로 인한 상의 오차도 수용한다. 반면 단점으로는 보통 파노라마 방사선사진에서 보여지는 것보다 더욱 선명하게 경추와 같은 중복 구조물이 보여지는 것이다.

반도체 검출기에 근거한 또다른 기술은 일본, 동경, 니혼 치과대학에서 개발되었다^{7,8,9)}. 이 체계의 근본 원리는 신호 증강관(SIT)을 사용해서 재래식 방사선증감지의 상을 포착하는 것이다. 비디오 출력 신호는 재래식 비디오테일 기록기에 기록된다. 비디오의 개별 구조는 결과적으로 컴퓨터 구조 memory내로 계수화된다. 이들 자료로 부터 digital tomography-synthesis를 사용해서 수학적으로 재구성되어 파노라마 엑스선의 곡면층을 나타내는 상을 만든다. 그러므로, 이 체계는 방사선사진 증감지, SIT TV camera, 녹화채생기, 구조memory(512 x 1024 x 16 bits), 24 megabytes의 random access memory (RAM)와 고화상도(1280 x 1024 x 8) CRT를 지닌 MC68030-based 컴퓨터로 구성되어 있다(그림 5).

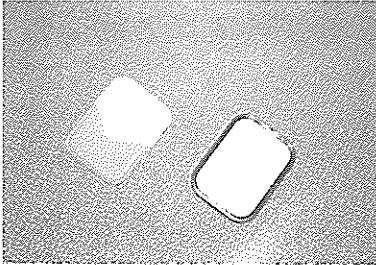


사진 2. 좌측은 성인용 표준필름이고 우측은 구내용 영상판이다.

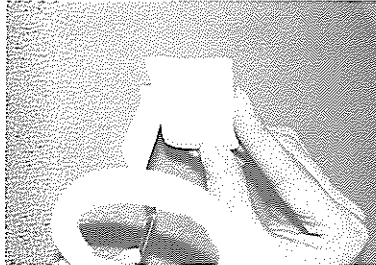


사진 3. XCP의 bite block에 비닐로 포장된 성인용 구내용 영상판을 위치시키고있다.



사진 4. 상악우측 제1대구치를 촬영 중에 있다.

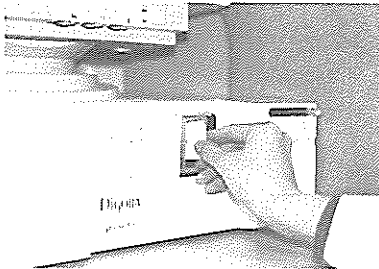


사진 5. 촬영된 영상판을 laser scanner로 판독하기 위해 집어넣고 있다.

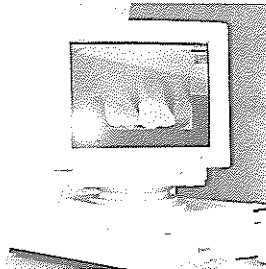


사진 6. 모니터에 출현된 구치부 상이다.

또는 영구 복사를 위해서 레이저 프린터로 필름에 인쇄된다. 영상판을 가시광선에 노출시키게 되며는 영상판내의 잔여 에너지가 방출되어 기록된 정보가 지워지므로 반복해서 사용할 수 있다.

STORAGE PHOSPHOR 검출기

1983년에 후지 사진필름회사(동경, 일본)는 광자극성 형광판술에 근거한 Computed Radiography (CR)라고 불리우는 새로운 디지털 영상체계를 소개하였다¹⁰⁾. storage phosphor라고 알려진 광자극성 형광체는 X선속으로 부터 흡수된 에너지를 보관하며 가시광선 또는 적외선에 의해 자극되어 질 때에 흡수된 에너지에 일치하는 발광성인 방사선을 방출할 수 있다. 영상 판은 재래식 증감지/필름 체계와 동일한 방법으로 X선에 노출된다. X선상이 영상판에 저장된 후에 영상판은 helium-neon laser beam으로 판독되어 빛의 모양으로 저장된 에너지를 방출한다. 이 빛은 광검출기에 의해 인지되며 analog 신호는 디지털 신호로 전환되어 컴퓨터 기억장치에 저장된다. 디지털 상은 고농도의 CRT에 나타나거나

구내촬영술의 STORAGE PHOSPHOR 검출기 응용

근래 Soredex X선촬영기회사(헬싱키, 핀란드)는 소형 영상판을 이용하는 구내촬영용 디지털 영상체계인 Digora를 시판하고 있다. 이 술식의 원리는 광자극성 형광판술에 근거한 CR의 변형으로 구내 X선 촬영에만 사용된다. 재래식 필름대신에 X선 에너지를 일시적으로 저장하는 영상판이 사용되고(사진 2), 성인용(416 x 560 pixels)과 소아용(292 x 416 pixels)이 있으며 X선 촬영 시에는 영상판을 비닐 포장 내에 넣어(사진 3) 촬영한다(사진 4). X선에 노출된 영상판내 잔상은 21초 이내에 laser scanner에 의해 판독되고(사진 5), 486DX 기종의 개인용 컴퓨터로 계수처리되고 화상처리가 용이하도록 8 MB RAM이 부착되어 있다. 17인치 color 모니터는 1024 x 768 pixels를 보유하며(사진 6) 얻어지는 한 화상당 용량은 성인용 영상 판은 234 KB 소아용 영상판은 123 KB가 필요하여 hard disk 용량은 1 GB이 필요하며, 저장을 위해서는 테이프 기록기(개당 150

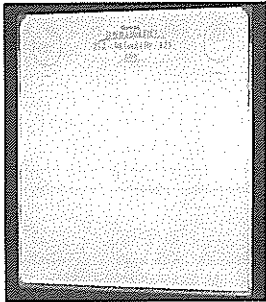


사진 7. 구외촬영용 CR 영상판.

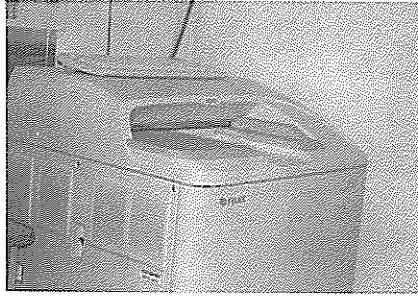


사진 8. 영상판 reader.



사진 9. 영상 제이기.

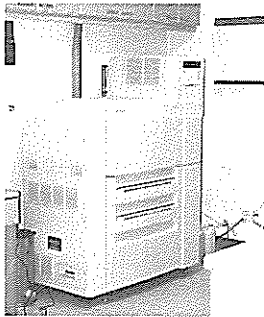


사진 10. 영상 기록기인 laser printer.

시적으로 저장하는 영상판(사진 7), 영상판에 있는 잔상을 analog 신호와 디지털 신호로 전환시키는 reader(사진 8), 영상을 계수적으로 조정하는 영상제어기(사진 9) 및 필름에 처리된 신호를 기록하는 영상기록기(사진 10)등이다.

CR에 근거한 최초의 파노라마 X선 기계는 일본, 가나가와 치과대학내 가시마교수등에 의해 개발되었다^{11,12)}. 이 체계는 Siemens OP-5 파노라마기계(Siemens Medical System, Inc., Iselin, NJ)와 수정된 광자극성 형광판을 사용하였다. 또한 피츠버그 대학의 연구자들도 또한 디지털 파노라마상을 만들기 위해서 이 기술을 사용하였다¹³⁾.

MB)가 이용된다.

구외촬영술의 STORAGE PHOSPHOR 검출기 응용

이 체계의 근본 구성은 엑스선 에너지를 양상을 일

영상판의 임상적 응용

구내용 Digora 영상판은 실제 구내용 필름의 크기와 유사하여 CCD 감지기를 이용한 다른 종류의 디

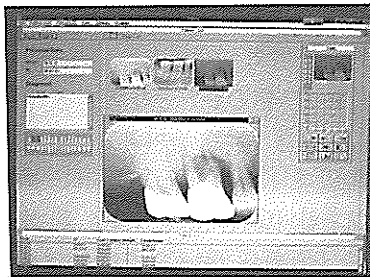


사진 11. 미리 선정된 조건으로 처리된 상.

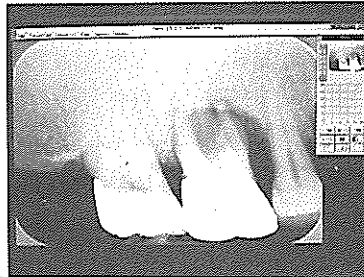


사진 12. 판독의 편의를 위해 상질이 영상 증진된 상.

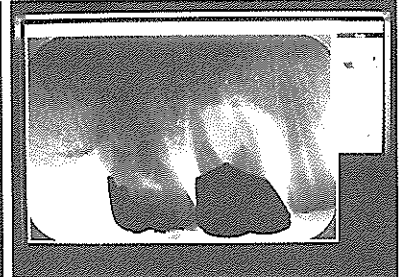


사진 13. 인위적으로 반전시킨 상



사진 14. 입체감이 강조된 상

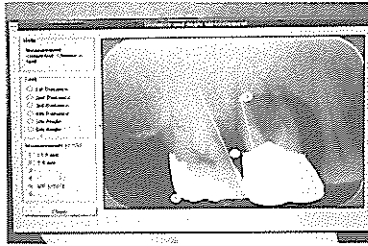


사진 15. ① 및 ②는 선계측한 것이며 ③는 각계측한 것으로 계측치가 표기되어 있다

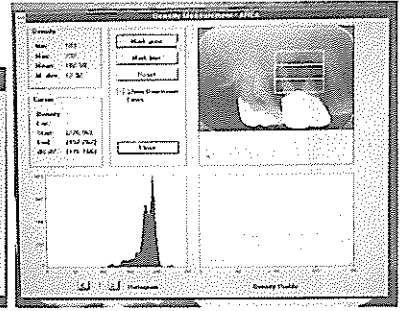


사진 16. 3 부위로 나누어 측정된 골밀도의 막대그래프와 계측치가 표시되어 있다.

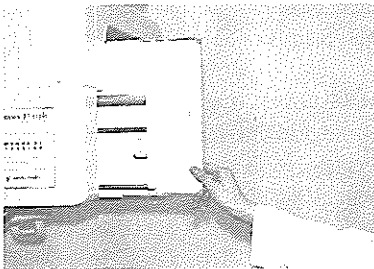


사진 17. 구외용 CR 영상판이 장착되고 있다.



사진 18. 구외용 CR 영상판을 장착한 후 파노라마상을 촬영하고 있다.

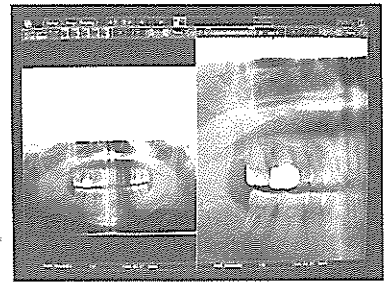


사진 19. 좌측 파노라마상의 일부 병소 부위를 200%까지 확대시킨 우측 상으로. 이 두상은 레이저 프린터에서 한장의 필름으로 인쇄된다.

디지털 영상 체계와 비교시에 2.3배 이상의 넓은 영상 부위를 확보할 수 있다. 진단 목적에 따라 획득한 영상을 확대하거나 또는 과 및 저농도의 상으로 전환 조절이 가능하며, 자동으로 지정된 농도와 대조도를 지닌 상을 일정하게 얻을 수 있다(사진 11). 또한 촬영된 상의 질증진(사진 12), 반전(사진 13), 3D 강조(사진 14), 거리 및 각 계측(사진 15), 특정 부위내 골밀도 측정(사진 16)등이 모두 가능하다.

구외용 CR 영상판은 일반적으로 사용중인 증감지 카세트 크기와 동일하여 크기에 따라 임의로 선택 구입할 수 있으나, 촬영목적에 따라 보유중인 구외 촬영기가 구외용 CR 영상판을 충분히 장착할 수 있

는지를 반드시 검사해야 한다. 현재 국내에서 시판되고 있는 파노라마 촬영기 중에는 구외용 CR 영상판의 장착이 불가능한 기종도 있는 반면에, 촬영기의 수정없이 구외용 CR 영상판의 장착이 가능하여(사진 17) 파노라마 및 두부규격사진이 모두 촬영되는 기종도 있고(사진 18), 또한 sectography에서도 구외용 CR 영상판의 장착이 가능하여 다양한 두부촬영이 가능하다. 구외용 CR 영상판을 이용한 디지털 영상술의 큰 장점도 최소의 방사선출로도 판독하기에 충분한 영상 획득이 가능하며, 진단 목적에 따라 Digora와 유사하게 상의 확대(사진 19) 및 화상 조절(사진 20)등의 기능이 가능하다는 것이다.

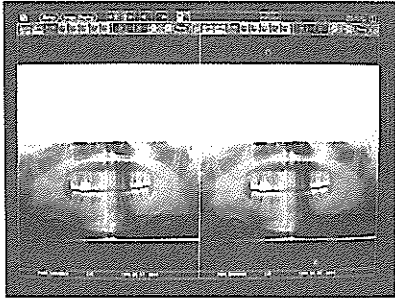


사진 20. 우측의 페노라마상은 미리 최적의 조건으로 선정되어 자동출력된 상이며 좌측의 상은 판독 편의를 위해 enhanced 시킨 상이다.

요 약

다소 번잡한 필름처리과정을 피할 수 없는 재래식 촬영술에 비하여 디지털 영상술은 영상정보를 계수형으로 저장하고 진단 목적에 따라 화상을 조정, 분석시킬 수 있고 신속히 이를 저장하고 탐색할 수도 있으며, 또한 가장 큰 장점으로 환자에게 주는 피폭량을 크게 감소시키어도 영상정보의 큰 손실이 없다는 것이다.

CR 영상판을 이용하는 디지털 영상체계의 주요 장점은 CCDs를 이용하는 디지털 영상체계에 비하여 X선 기계의 별도 수정이 없이도 간단하게 영상판을 재래식 필름 대용으로 사용할 수 있으며 또한 먼저 개발되어 이미 시판되고 있다는 점이다. 그러나 아직까지 구외용 CR 영상판과 구외용 CR 영상판독 장치는 고가로서 병원 규모에 따라 구입하기가 용이하지 않으며 또한 보유한 촬영기종에 따라서는 구외용 CR 영상판의 장착이 불가능한 경우도 있다.

결론적으로 디지털 영상체계의 일부 단점은 여러 학자들에 의해서 지속적으로 연구, 개발되고 있어 빠른 시일 내에 충분히 극복되리라 사료되며, 가장 좋은 영상 획득을 소원하고 있는 치과 의사의 진단행위와 연구에 많은 도움을 주며 또한 차세대 치의학도에게도 큰 영향을 줄 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Miles DA : Imaging using solid state detectors, The Dental Clinics of North America, 37 : 531-540, 1993
2. Dove SB, McDavid WD : Digital panoramic and extraoral imaging, The Dental Clinics of North America, 37 : 541-551, 1993
3. Russ JC : Acquiring images, In The Image Processing Handbook, Boca Raton, CRC Press, 1992
4. Dove B : Digital imaging in dentistry. Newsletter of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, 19 ; 1,4 -10, 1992
5. Ramm P : Image analyzers for bioscience applications. Computerized Med Imaging Graphics, 14 : 287-306, 293-299, 302-303, 1990
6. McDavid WD, Dove SB, Welander U, et al : Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 71 : 499-502, 1991
7. Arai Y, Araki M, Ohgame Y, et al : A fundamental study on digital panoramic tomography. Presented at the 8th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, San Antonio, IADR, 1988
8. Arai Y, Shinoda K, Hashimoto K, et al : Development of digital panoramic radiography : Trial of multi-layer digital tomographic image. Presented at the 2nd Symposia on Digital Imaging in Dental Radiology, Amsterdam, Holland, ACTA, 1992
9. Shinoda K, Arai Y, Hashimoto K, et al : Clinical trial of the new digital panoramic tomography. Presented at the 9th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Budapest, Hungary, Keszult ass OMIKK, 1991
10. Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al : Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence, Radiology, 148 : 833-838, 1983
11. Kashima I, Kanno M, Higashi T, et al : Computed panoramic tomography with scanning laser-stimulated luminescence, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 60 : 448-453, 1985
12. Kashima I, Tajima K, Nishimura K, et al : Diagnostic imaging of disease affecting the mandible with the use of computed panoramic radiography, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 70 : 110-116, 1990
13. Shaw CC, Kappa SF, Furkart AJ, et al : Dentomaxillofacial imaging with computed-radiography techniques : A preliminary study, Physics of Medical Imaging, Newport Beach, CA, SPIE-The International Society of Optical Engineering, 1993, in press