

디지털 방사선영상 시스템의 기본적 원리

서울대학교 치의학대학원 구강악안면방사선학교실 및 치학연구소

*서울대학교 치의학대학원 구강악안면방사선학교실, BK21 치의학생명과학사업단 및 치학연구소

최진우 · 이원진*

Physical principles of digital radiographic imaging system

Jin-Woo Choi, Won-Jin Yi*

Department of Oral and Maxillofacial Radiology and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, BK21 Craniomaxillofacial Life Science, and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

ABSTRACT

Digital radiographic systems allow the implementation of a fully digital picture archiving and communication system (PACS), and provide the greater dynamic range of digital detectors with possible reduction of X-ray exposure to the patient. This article reviewed the basic physical principles of digital radiographic imaging system in dental clinics generally.

Digital radiography can be divided into computed radiography (CR) and direct radiography (DR). CR systems acquire digital images using phosphor storage plates (PSP) with a separate image readout process. On the other hand, DR systems convert X-rays into electrical charges by means of a direct readout process. DR systems can be further divided into direct and indirect conversion systems depending on the type of X-ray conversion. While a direct conversion requires a photoconductor that converts X-ray photons into electrical charges directly, in an indirect conversion, light-sensitive sensors such as CCD or a flat-panel detector convert visible light, proportional to the incident X-ray energy by a scintillator, into electrical charges. Indirect conversion sensors using CCD or CMOS without lens-coupling are used in intraoral radiography. CR system using PSP is mainly used in extraoral radiographic system and a linear array CCD or CR sensors, in panoramic system.

Currently, the digital radiographic system is an important subject in the dental field. Most studies reported that no significant difference in diagnostic performance was found between the digital and conventional systems. To accept advances in technology and utilize benefits provided by the systems, the continuous feedback between doctors and manufacturers is essential. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2010; 40 : 155-8)

KEY WORDS : Digital Radiography; Digital Dental Radiography, Direct; X-Ray Detectors

서 론

현재 디지털 방사선영상시스템이 의학/치의학 분야에서 광범위하게 사용되고 있다. 치의학 영역에서는 1980년대에 처음으로 디지털 구내방사선센서가 도입되었는데 당시에는 디지털 파노라마 혹은 두부규격방사선영상을 촬영할 수

없었으나, 현재는 비용 효율적인 디지털 구내 및 구외 방사선시스템의 등장으로 모든 분야에서 필름 영상시스템을 대체하고 있다. 디지털 방사선영상의 가장 큰 장점은 의료영장저장전송시스템 (picture archiving and communication system, PACS)과 연동될 수 있다는 점이다. PACS를 통하여 획득한 영상은 디지털 매체로 저장되고 언제든지 활용할 수 있다. 영상 손실의 위험 없이 웹 기반 기술을 이용하여 병원 간의 공유가 가능하고 대용량의 환자 데이터를 효율적으로 처리할 수 있으며 환자에 대한 방사선 노출량을 줄이면서 높은 동적범위 (greater dynamic range)를 가지는 영상을 제공한다. 영상의 진단과정에서 디지털 영상은 패닝

*This study was supported by a grant of the Korea Healthcare technology R&D Project, Ministry for Health, Welfare & Family Affairs, Republic of Korea (A084491).

접수일 (2010년 7월 15일), 수정일 (2010년 8월 4일), 채택일 (2010년 8월 10일)

Correspondence to : Prof. Won-Jin Yi

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Seoul National University, Chang-kyeong-gung-ro 62-1, Jongno-gu, Seoul 110-768, Korea
Tel) 82-2-2072-3049, Fax) 82-2-744-3919, E-mail) wjyi@snu.ac.kr

(panning), 확대 (zooming), 회색조의 역전 (inverting) 기능, 거리, 각도의 측정 기능 및 윈도우링 (windowing) 기능 등을 제공한다.¹

고전적인 필름 영상법에서는 할로겐화은에 의해 잠상이 형성되는 것에 비하여 디지털 방사선이미징 (digital radiographic imaging)에서는 빛에 민감한 작은 입자 즉 픽셀에 의하여 영상이 형성된다. 필름영상법에서는 필름이 영상을 감지하고 저장매체로서 동시에 작용하지만 디지털 이미징에서는 센서가 영상을 생성하고 디지털 매체에 영상이 저장된다. 디지털 이미징은 크게 4단계 즉 영상의 생성, 처리, 저장 및 디스플레이 과정으로 구성된다. 디지털 센서에서 픽셀은 가로, 세로의 격자로 정렬되고 방사선 노출에 따라 일정한 명암 범위의 회색조를 가진다. 센서 자체에서 출력되는 신호는 아날로그 신호로서 시간에 따라 변하는 전압이다. 이러한 아날로그 신호를 시간 축에서 일정한 간격으로 샘플링하고, 전압의 크기를 한정된 구간으로 양자화 하여 디지털 신호로 변환한다. 이러한 디지털화 과정을 통하여 각각의 픽셀들은 격자에서의 2차원적 위치 정보와 백색에서 흑색에 이르는 연속적인 회색조로 표시되는 밝기 정보를 가지게 된다. 픽셀이 가질 수 있는 회색조는 대조도와 연관되며 픽셀의 크기는 공간 해상도를 결정한다. 이러한 두 가지 요소가 전체 해상도 즉 인접한 작은 물체를 구분하는 능력을 결정한다. 해상도의 단위는 mm 당 구분할 수 있는 라인 쌍 (line pairs)이다 (lp/mm).

디지털 방사선 영상법은 크게 Computed Radiography (CR) 과 Direct Radiography (DR)로 구분된다. CR 시스템은 저장성 인광체를 포함하는 영상판과 검출과정을 거쳐서 영상을 획득하는 반면에, DR 시스템은 직접적 검출과정을 통해서 X선을 전기적 신호로 변환하는 방법이다. DR 시스템은 검출에 사용되는 X선 변환물질에 따라서 직접방식 (direct conversion)과 간접방식 (indirect conversion)으로 나누어진다.

CR (Computed Radiography)

CR 시스템은 bromide, chlorine, or iodine (eg. BaFBr:Eu²⁺) 등의 광자극성 인광체 (photostimulable phosphor crystals)로 이루어진 검출층 (detective layer)을 갖는 영상판 (phosphor storage plate, PSP)을 이용한다. 영상판에 X선이 조사되면 인광체는 전자가 여기상태가 되어 에너지를 흡수하고 조사된 X선 양에 대한 정보가 일시적으로 저장된다. 저장된 영상을 읽어내기 위해서는 추가적인 검출과정이 필요하다. 저장된 에너지는 시간에 따라 감소하기 때문에 바로 검출과정을 수행해야 한다. 검출과정은 검출층에 특정 파장대의 레이저를 조사하여 픽셀을 차례대로 스캔하는 과정이다. 이때 저장된 에너지가 가시광선으로 방출되고 포토다이오드가 광량에 따른 전기신호로 변환하여 디지털 영상을 형성한다 (Fig. 1). CR 시스템은 일반적으로 필름 영상법에 비해

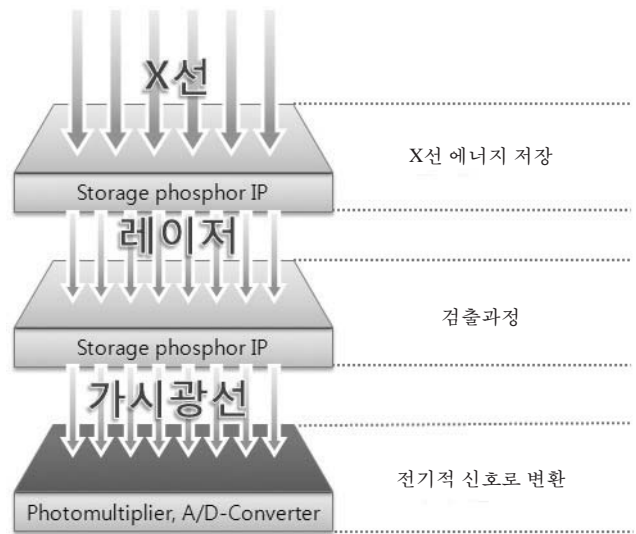


Fig. 1. Radiographic image acquisition by CR (Computed Radiography) system.

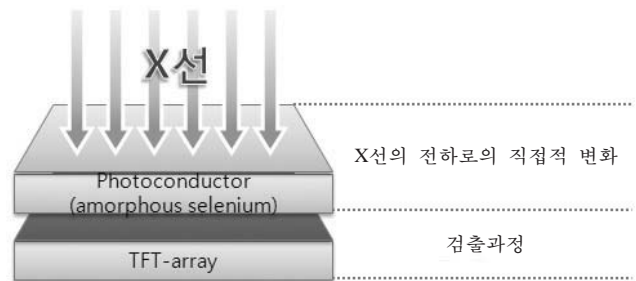


Fig. 2. Radiographic image acquisition by direct conversion.

공간 해상도가 낮다. 그러나 몇몇 연구에서 CR 시스템의 진단능은 필름영상법과 동등하다는 보고가 있다.^{2,3}

DR (Direct Radiography)

1. 직접변환 방식 (Direct Conversion)

직접방식은 X선 광자를 직접적으로 전하로 변환하는 물질 즉 광전도체 (photoconductor)를 필요로 한다. 일반적인 광전도체로 사용되는 물질에는 amorphous selenium, lead iodide, lead oxide, thallium bromide, and gadolinium compounds 등이 있다. 현재까지 가장 많이 사용되는 물질은 비정질 셀레늄 (amorphous selenium)이다. 직접방식에 사용되는 물질들은 본질적으로 높은 공간해상도를 갖는다. 결과적으로 픽셀의 크기 즉 해상도가 변환물질 자체에 의해 제한되지 않고 기록 및 검출장치에 의해 제한된다. 셀레늄 평판 디텍터 (selenium-based flat-panel detector)는 셀레늄 층과 전기적 신호로 변환하는 TFT (thin-film transistors) 어레이 (array) 층으로 이루어진다. 셀레늄 층에서 입사되는 X선

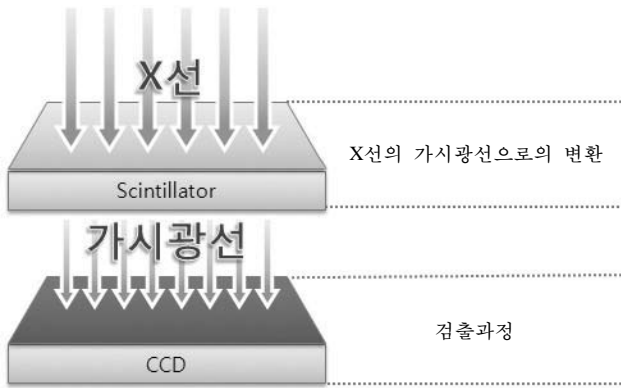


Fig. 3. Radiographic image acquisition by indirect conversion with slot-scan CCD.

에 비례하는 전하 패턴이 생성되고 TFT 층에서 전자에너지를 축적하고 저장한다(Fig. 2). 셀레늄 방식의 가장 큰 적용분야는 상대적으로 높은 해상도를 요구하는 유방촬영 분야이다.

2. CCD를 이용한 간접변환 방식
(Indirect Conversion with CCD)

CCD(Charge coupled device)는 쌍으로 된 커패시터의 어레이를 포함하는 IC(Integrated circuit)로 이루어진, 가시광선 영상을 기록할 수 있는 광검출 센서이다. X선은 cesium iodide 같은 물질로 된 섬광층(scintillator)에서 가시광선으로 변환된 뒤 CCD센서에 의해 기록되고 전기적신호로 변환된다. 일반적으로 대면적 디지털 방사선 영상법에서 CCD는 광학적 렌즈와 결합된 시스템(lens-coupled CCD) 또는 슬롯-스캔 CCD(slot-scan CCD) 시스템으로 사용된다(Fig. 3). 렌즈 결합 시스템에서는 평판 디텍터 시스템과 유사하게 CCD 칩이 디텍터 어레이를 형성한다. 넓은 영역의 방사선 영상을 획득하기 위하여 CCD 어레이에 회득 영역을 축소해서 프로젝션 하기 위해서 광학적 렌즈를 사용한다(Fig. 4). 이때 CCD에 도달하는 광자의 수는 줄어들고 결과적으로 SNR(signal to noise ratio) 및 DQE(detektivie quantum efficiency)가 낮아진다. 슬롯-스캔 CCD 시스템에서는 환자는 시준된 팬빔에 의해 스캔되고 이때 너비가 매칭된 CCD 디텍터 어레이가 스캔 빔과 동시에 움직인다. 시준된 빔과 합쳐진 디텍터 어레이에는 많은 산란 방사선이 감지되지 않고 탈출하기 때문에 영상에서 산란 방사선을 줄이는 효과가 있다. 그리고 이 방식의 낮은 DQE는 낮은 잡음 레벨(image noise)에 의하여 보상될 수 있다. SNR과 DQE의 기술적 측면에서는 슬롯-스캔 CCD 방식이 렌즈 결합 CCD 방식보다 우수하다. 구내 방사선시스템에는 중간 매개체 없이 바로 직접적으로 영상을 획득하는 방식이 이용된다. CMOS(complementary metal oxide semiconductor) 센서는

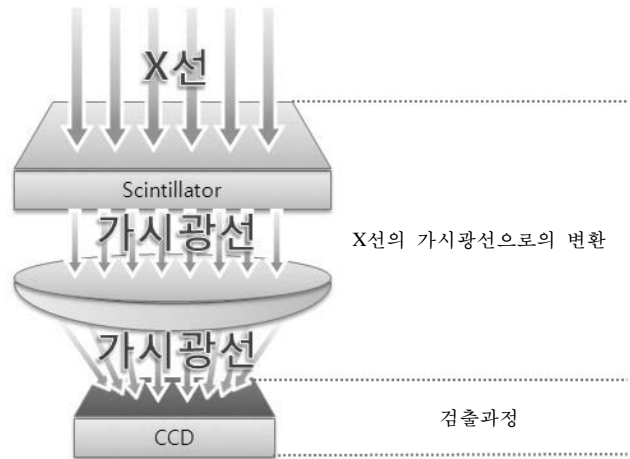


Fig. 4. Radiographic image acquisition by indirect conversion with lens-coupled CCD.

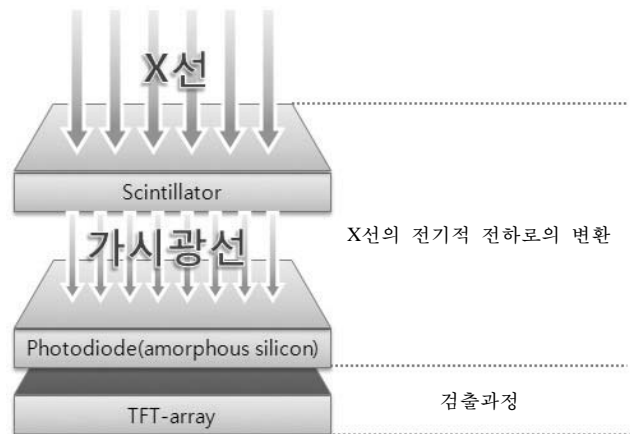


Fig. 5. Radiographic image acquisition by indirect conversion with a flat-panel detector.

영상획득 방식은 CCD와 유사하지만 제조단가가 낮고 전력소모가 적다. 또한 전하전달의 필요성이 없어서 신뢰성 및 센서의 수명이 높다. 그러나 상대적으로 고정된 잡음이 많고 영상획득에 소요되는 능동적 영역이 작다.

3. 간접방식 평판 디텍터 (Indirect Conversion with a Flat-Panel Detector)

간접방식 평판 디텍터는 섬광층, 비정질 실리콘 포토다이오드(amorphous silicon photodiode) 그리고 TFT 어레이가 샌드위치처럼 결합되어 구성된다(Fig. 5). X선 광자가 섬광층에 입사하면 이에 비례하는 가시광선이 방출되고 포토다이오드 어레이에 의해 기록되고 전하로 변환된다. 전하는 직접방식 변환방식과 유사하게 TFT 어레이에 의해 검출된다. 섬광층에 이용되는 물질은 보통 CsI 또는 Gd₂O₂S로 구성된다. CsI에 기반한 섬광층의 장점은 이들의 결정이

수 마이크로 너비의 바늘 형태(scintillator needles)로 형성되어 디텍터 표면에 수직인 방향으로 정렬될 수 있다는 것이다. 이러한 조직화된 바늘 형태의 어레이 섬광층은 빛의 분산을 줄여서 방출되는 광량을 증가시키고 높은 DQE를 제공한다. 많은 임상 연구에서 간접방식 평판 디텍터가 필름 영상법, CR 시스템 및 다른 디지털 디텍터에 비해 높은 영상질을 제공한다고 보고되고 있다.^{4,5}

구의 디지털 영상시스템에는 대면적 CCD 센서가 고가이기 때문에 대부분 PSP를 이용하는 CR 방식이 사용된다. 파노라마방사선영상 시스템은 일차원 라인 CCD 센서나 PSP 센서를 주로 사용한다. 이들은 영상획득 방식은 기존의 필름 영상획득 시스템과 유사하나, 센싱물질, 처리, 디스플레이 및 저장방식이 다르다. 이러한 시스템들의 공간해상도(spatial resolution)는 약 4lp/mm 정도이다.⁶ 스캔 방식 CCD 센서를 사용하는 디지털 두부규격방사선영상 시스템은 안면골격 전체를 스캔하는 데 약 15초가 소요된다. 이로 인해서 움직임 잡음이 영상에 포함될 수 있다.

결 론

현재 디지털 영상시스템은 의학 및 치의학 영상진단 영역에서 미래 전망과 비용절감의 측면과 관련하여 매우 중요한 화두이다. 대부분의 연구에서 디지털 시스템의 진단능이 기존의 필름 방식과 통계적으로 유의하게 다르지 않다는 것을 보여주고 있다. 물론 제조사에서 제공하는 영상

해상도는 반드시 정확하지는 않고 또한 구매조건에서 중요한 요소는 아니다. 가장 중요한 척도는 화면 디스플레이를 포함하는 전체 시스템의 전체적인 영상 해상도이다. 디지털 영상 시스템에도 사용자 간 진단능의 차이가 있으며, 이를 인지하고 평가할 필요도 있다. 따라서 이를 활용한 진단/판독 측면에 더 많은 노력이 경주되어야 한다. 의사들은 디지털 영상 시스템의 단점 또한 인지하여야 하며, 제조사가 정말로 필요한 시스템을 개발할 수 있도록 지속적인 피드백이 필요하다.

참 고 문 헌

1. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics* 2007; 27 : 675-86.
2. Bernhardt TM, Otto D, Reichel G, Ludwig K, Seifert S, Kropf S, et al. Detection of simulated interstitial lung disease and catheters with selenium, storage phosphor, and film-based radiography. *Radiology* 1999; 213 : 445-54.
3. Schaefer-Prokop CM, Prokop M. Storage phosphor radiography. *Eur Radiol* 1997; 7 : 58-65.
4. Kotter E, Langer M. Digital radiography with large-area flat-panel detectors. *Eur Radiol* 2002; 12 : 2562-70.
5. Strotzer M, Gmeinwieser J, Völk M, Fründ R, Seitz J, Manke C, et al. Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 171 : 23-7.
6. Farman AG, Farman TT. Extraoral and panoramic systems. *Dent Clin North Am* 2000; 44 : 257-72.