

# 구내 디지털 X-선 영상 획득 장치의 선택

서울대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실  
교수 허 민 석

최근 치과 진료 환경에 디지털 영상 장치에 대한 열풍이 일기 시작하는 것을 보면서 앞으로 진료 환경의 빠른 변화가 예측되며 한편으로는 우리나라는 역시 IT 강국이라는 생각을 갖게 된다. 전 세계적으로 이렇게 빠른 시간에 디지털 장비가 보급된 유례가 없을 정도로 우리의 진료환경은 너무나도 빠르게 변화하고 있다. 이는 우리나라의 IT 관련 산업의 빠른 발전을 볼 때 당연한 수순으로 생각되며 컴퓨터 보급률의 증가로 컴퓨터를 다루는 데에 큰 어려움을 느끼지 않게 되었고 국가적으로 탄탄한 네트워크 기반을 가지고 있으며 디지털 카메라의 보급, 세계적으로 업그레이드 된 핸드폰의 기능을 접하는 등 새로운 정보 혹은 시스템을 접하는데 어려움을 크게 느끼지 않는 우리나라 사람들의 특성 과도 관련이 있다고 할 수 있다.

의료계에서는 병원의 정보화 시스템 구축에 막대한 자금을 투입하면서 경영합리화를 꾀하고 있다. 처방전 달시스템(OCS ; Order Communication System)과 일반관리시스템(MIS ; Management Information System) 등을 도입하여 진료 환경의 개선과 병원 관리의 효율화를 상승시켰고 최근에는 PACS(Picture Archiving and Communication System)를 도입하여 진료환경의 효율성을 증대시

키고 있으며 한편으로는 전자차트(EMR ; Electronic Medical Record) 개발을 계획하는 병원들이 생겨나고 있는 추세이다. 치과계에서도 많은 대학의 치과병원에 이미 PACS 설치가 이루어져 기존 필름을 사용하던 시절과는 비교할 수 없을 정도로 진료 환경이 개선되었다.

개원가에서는 2000년대 초반까지만 해도 병원 내 디지털 환경을 구축하는 데에는 크게 관심이 없거나 주저하는 경우가 많았지만 진료에 디지털 카메라 사용이 증가하고 또한 구내 방사선영상, 파노라마 영상, 구강카메라를 중심으로 디지털 장비에 대한 관심이 폭발적으로 증가하면서 이제는 전반적으로 디지털 장비를 구비하여 병원 내 및 병원 간 네트워크를 이루고자 하는 방향으로 의식이 전환되고 있다.

이에 따라 최근 디지털 X-선 영상 장치를 소개하는 수많은 정보와 광고들을 접하게 된다. 다양한 제품들이 나름대로의 장점을 가지고 있지만 제품의 특성 중 파악하기 어렵고 혼란스러워 이해하기 어려운 부분을 접하는 경우도 많다. 특히 광고 문구에서 디지털 X-선 영상 장치의 특성을 읽다 보면 장, 단점을 파악하기 어려운 경우도 있고 심지어는 장비의 단점을 마치 장점인 것처럼 표현하는 경우

도 있으니 장비 특성에 정통한 전문가가 아니라면 장비 선택의 어려움은 매우 크다. 여기서는 구내 디지털 X-선 영상 장치에 대한 특성들을 설명하고 장비를 선택할 때 고려할 사항들에 대하여 언급하고자 한다.

디지털 X-선 영상 획득장치는 사용 방법에 따라 크게 CR(computerized radiography) 방식과 DR(digital radiography) 방식으로 나눌 수 있다. CR방식은 필름 대신 영상판(image plate)을 이용하여 X선을 노출하여 영상판에 잠상을 만들고 기록된 잠상 정보를 레이저로 스캔하여 영상으로 전환하는 방식으로서 필름의 현상과정과 유사한 레이저 스캔 과정을 위한 시간이 필요하다. 반면 DR 방식은 amorphous 실리콘이나 amorphous 셀레늄으로 제작된 영상판에 조사된 X선의 양을 측정하여 영상을 형성하는 방법을 의미하는데 넓은 의미에서 CCD(charge coupled device) 등과 같은 센서를 이용하여 X선 영상을 획득하는 경우도 DR 방식으로 분류할 수 있다. DR 방식은 촬영 즉시 컴퓨터 모니터에서 영상을 확인할 수 있고 연속으로 노출하여 영상을 획득할 수 있는 장점이 있다.

“구내 디지털 X-선 영상 획득장치(이하 장치)”를 위한 장비도 CR 방식과 DR 방식으로 나눌 수 있는데 현재 사용할 수 있는 거의 모든 장치는 DR 방식으로 개발되었다. DR 방식의 장치는 사용이 간편하고 하나의 센서로 연속적으로 여러 환자를 촬영할 수 있으며 물리적인 충격으로 인한 파손이 있는 경우를 제외하면 상당히 오랜 기간 동안 사용할 수 있고 촬영 즉시 영상을 확인할 수 있는 등 CR에 비하여 장점이 많다. CR 방식은 촬영 후 스캔하는 방식이므로 연결된 선이 없고 plate의 두께가 DR 방식에 비하여 상대적으로 얇으며 제한된 범위 내에서 구부릴 수 있어 편리한 점이 있기는 하지만 DR 방식의 많은 장점을 대체하기는 어려움이 많다. 현재 거의 모든 제품이 DR 방식으로 개발

되고 판매되고 있으므로 여기서는 CR 방식에 대한 설명은 제외하기로 한다.

장치의 특성은 크게 소프트웨어적인 특성과 하드웨어적인 특성으로 나눌 수 있다. 대부분의 장치는 그 장치에 적합한 소프트웨어를 함께 제공하고 있으며 소프트웨어의 특성에 따라 영상의 화질과 사용자의 편리성이 결정되고 소프트웨어의 확장 혹은 업그레이드가 제품의 질을 유지하는데 중요한 요소라 할 수 있다.

### 소프트웨어 특성

장치 선택을 고려할 때 소프트웨어에서 중요하게 생각할 수 있는 항목은 아래와 같으며 각각의 항목에 대하여 특성을 살펴보는 것이 유리하다. 그 외의 부분은 개인적인 취향에 따라 달라지는 항목이므로 설명에서 제외하기로 하겠다.

1. 의료영상 표준안 채택 여부
2. 회색조 단계
3. 영상처리방법
4. 호환성 및 사용자 편리성

#### 1. 의료영상 표준안 채택 여부

1970년대에 전산화단층촬영이 등장한 이후 디지털 영상진단 장비의 보급이 활성화되고 사용이 증가하게 되었고 진료 환경에 컴퓨터 사용이 증가함에 따라 다양한 의료영상 장비 사이에 의료영상과 정보를 전송할 필요성이 증대되었다. 이와 같은 요구사항을 위하여 1983년 ACR(American College of Radiology)과 NEMA(National Electrical Manufacturers Association)가 디지털 영상 정보의 소통, PACS의 발전과 확장을 촉진, 진단 정보 데

이터베이스의 구축을 위하여 디지털 의료영상의 표준안을 만들기 위하여 합동위원회를 구성하여 1985년 1.0 버전으로 부르는 ACR-NEMA Standards Publication No.300-1985를 발표하였고, 1988년에는 2.0 버전으로 부르는 ACR-NEMA Standards Publication No.300-1988을 발표하였다. 1993년에는 3.0버전으로 부르는 새로운 표준안이 만들어졌는데 이때부터 실질적인 디지털 영상 정보를 소통하기 위한 표준안이 실현되기 시작했고 명칭도 Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)으로 바뀌었으며 이것이 현재까지 표준안으로 인정받고 있다.

전 세계적으로 의료영상은 DICOM 3.0 표준안을 따르도록 규정되어 있으며 표준안에 따라 영상 파일을 생성하고 전용 뷰어를 이용하여 진단에 이용할 수 있도록 하였다. 구내 디지털 X-선 영상도 역시 DICOM 규정에 따라 생성되어야 하며 그와 같은 규정을 따라야만 의료영상으로서의 가치가 있다고 할 수 있다. DICOM 파일이 다른 포맷의 영상(bmp, jpeg, tiff 등) 파일과 다른 점은 파일의 헤더 부분에 의료영상에 대한 정보, 환자와 관련된 정보, 촬영일, 촬영조건, 촬영장비, 촬영장소 등의 촬영에 대한 정보, 영상의 실제 길이 정보 등 많은 정보를 가지고 있으며, 일반적인 컴퓨터 영상 파일과 달리 영상을 조작하는 것이 어렵기 때문에 의료영상으로서의 가치가 있다고 할 수 있다.

장치 선택에는 이와 같이 의료영상 표준안인 DICOM 3.0 규정을 따르고 있는지 확인하는 것이 가장 중요한 부분이라고 할 수 있다. DICOM 파일의 경우 DICOM 파일 내에 가지고 있는 정보를 이용하여 독립된 하나의 파일 만으로도 DICOM 전용 뷰어에서 환자 및 촬영 정보를 볼 수 있지만 일반적인 영상 파일인 경우 촬영이 이루어진 해당 소프트웨어에서만 환자의 이름이나 기타 정보를 확인할 수 있고, 영상을 저장하여 다른 컴퓨터에서 보는

경우에는 어느 환자의 영상인지 확인할 길이 없으며 따라서 소프트웨어의 DB 구조에 문제가 발생하여 DB를 다시 구축하는 경우에는 환자 정보를 확인할 길이 없어 문제가 발생할 수 있다. 장치를 구동하는 소프트웨어는 해당 장치에 적합한 소프트웨어를 사용하고 있고 데이터베이스 구축 방법도 장치에 따라 독특한 방식을 채택하고 있는데 환자의 차트번호에 따라 하드디스크에 폴더를 구별하여 저장하거나 나름대로의 데이터베이스 구축 방법에 따라 컴퓨터에 저장하고 불러볼 수 있다. 현재 많은 장비는 파일명은 주로 bmp 포맷이나 tiff 등 컴퓨터의 일반적인 영상 포맷을 이용하여 저장하고 있으며 어떤 제품의 경우에는 다른 소프트웨어에서는 인식할 수 없는 독특한 형태의 파일 포맷을 형성하여 저장하기도 한다.

만일 환자의 영상이 저장되어 있는 PC에 문제가 생겨서 저장되어 있는 폴더 구조가 변경되거나 특정 파일이 다른 폴더에 저장되는 경우 영상에 대한 정보에 이상이 발생할 가능성이 매우 높다. 또한 시스템을 바꾸고자 생각할 때 다른 시스템을 적용하면 기존 환자들의 영상 data를 이용할 수 있을지 불확실하다.

최근 컴퓨터 시스템이 기존에 비하여 많이 안정화되었다고 하지만 하드디스크의 오류는 언제든지 발생할 수 있으며 악성 바이러스에 의하여 컴퓨터 파일 부분에 손상이 발생할 가능성이 항상 존재한다는 것을 고려한다면 DICOM 형태의 파일 포맷으로 저장되어야 한다는 것은 당연하다고 할 수 있다.

디지털 영상의 대중화 및 파노라마 보급률이 증가하면서 진단의 중요성이 증가되고 상황이며 전문가로부터 판독 소견을 확인하고자 하는 노력이 점차 증가하고 있다. 인터넷의 발달로 이메일을 이용하여 전문가의 소견을 받아보기도 하고 인터넷 상에서 치과 관련 모임에서 진단이 까다로운 방사선 영상에 대하여 토론하는 경우도 이제는 그다지 생

소한 일이 아니다. 조만간 방사선 영상에 대한 전문가의 소견을 간편하게 받을 수 있는 원격판독시스템도 개발될 예정이다. 이와 같은 원격판독시스템에서는 DICOM 표준안을 따르는 표준 의료영상을 이용하도록 권장될 것이다.

## 2. 회색조 단계

컴퓨터의 특성상 가장 어두운 색과 가장 밝은 색 사이, 즉 검은색에서 흰색까지의 범위를 0에서 255까지 총 256단계의 색깔로 구별한다. 이를 2의 8제곱으로 8 bit 영상이라고 하며 컴퓨터 알고리즘에 의하여 데이터는 8 bit, 16 bit와 같은 방식으로 저장하게 된다. 따라서 8 bit 영상은 256단계, 10 bit는 1024단계, 12 bit는 4096단계의 회색조로 가장 어두운 부분에서 가장 밝은 부분을 구별할 수 있다는 것을 의미한다.

1990년대 초에 디지털 X-선 영상에 대한 연구가 활발히 진행되면서 어느 정도의 회색조 단계가 진단영상으로 적합한가를 평가하기 위한 연구가 진행되었다. 당시 의과에서는 chest PA 사진을 대상으로 필름과 비교하여 진단능에 차이가 없는 영상을 획득하기 위하여 회색조 단계는 10 bit 이상이어야 한다는 결론을 내렸다. Chest PA 사진에서는 골조직에 대한 진단 뿐 아니라 연조직에 대한 진단도 필요하므로 작은 회색조의 차이도 관찰할 수 있어야 하기 때문에 영상은 넓은 범위의 회색조 범위가 필요하였다. 유사한 많은 연구를 통하여 의료영상은 10 bit 이상의 회색조 단계를 가져야 한다는 표준안을 만들었다. 10 bit 이상의 영상인 경우에 저장 공간에서는 16 bit 영역에 저장되므로 8 bit 영상에 비하여 상대적으로 많은 저장 공간이 필요하다. 1990년대 초만 해도 일반적으로 구입할 수 있는 하드디스크는 80 MB가 주류를 이루던 시대로 저장을 위한 하드디스크의 가격이 현재보다 상대적

으로 고가였던 당시 시대적 상황으로는 가능하면 영상 파일의 크기를 줄이려고 노력하였지만 의료영상을 디지털화하는 것은 매우 높은 비용을 필요로 하였으므로 영상을 디지털화하기에는 어려움이 많았다.

반면 치과 영역에서의 연구는 주로 치아우식증 및 치주질환의 진단, 치근 흡수 등을 진단할 때 필름을 이용한 경우와 진단능의 차이를 보이지 않는 정도의 영상을 평가하였는데 그와 같은 경우에는 비교적 방사선사진에서 뚜렷하게 관찰되는 질환을 진단하였으므로 8 bit 영상만으로도 충분하다는 주장이 제기되었다. 현재 시대와 비교하여 고가의 하드디스크, 상대적으로 낮은 컴퓨터의 능력 등을 고려하더라도 8 bit 영상은 큰 부담이 아니었으며 따라서 이와 같은 결과를 바탕으로 8 bit 영상 중심의 장치들이 제작되었다. 하지만 치과 진료에서 미세한 부분에 대한 진단을 위해서는 8 bit 영상을 이용할 때 문제가 발생할 수 있다. 최근 연구논문에 의하면 근관치료용 파일을 근관에 삽입하고 파일의 끝을 관찰하기 위한 영상에서 10 bit 영상이 8 bit 영상에 비하여 우수한 결과를 보였으며 10 bit 영상은 기존 E speed 필름과 진단능이 거의 동일하였다는 결과를 얻었다.

파노라마 영상은 적정 노출로 촬영된 경우라고 할지라도 한 장의 사진에서 부위별로 너무 밝거나 어두운 부분이 존재한다. 그와 같은 경우에 흑화도와 대조도를 조절하여 어둡거나 밝은 부위도 관찰할 수 있다. 하지만 회색조 단계가 낮은 경우에는 색조 구별능이 떨어지므로 영상을 조절한다고 해도 관찰이 불가능하다. 따라서 파노라마 영상의 경우에는 10 bit 이상의 영상이 더욱 필요하다. 대부분의 의과용 의료영상 장비들은 10 bit 영상을 제공하고 있지만 파노라마를 비롯한 치과용 장비는 대부분 8 bit 영상을 제공하고 있다. 제품 규격서에는 16 bit 지원이 가능하다고 하지만 실제 촬영하여

소프트웨어에 나타나는 영상은 8 bit 영상인 경우가 대부분이어서 선택에 주의를 기울여야 한다. 일반 컴퓨터 영상에 해당하는 bmp, tif, jpeg 등의 파일 포맷에서는 10 bit 이상의 영역을 표현할 수 없으며 raw image를 포함하는 DICOM 파일에서 가능하다. 따라서 영상이 저장되는 폴더에 저장된 파일이 일반 컴퓨터 영상 포맷이라면 8 bit 영상으로 저장된 것으로 생각할 수 있으며 DICOM 포맷으로 저장되는 경우에는 파일의 확장명이 규정되지는 않았으나 dcm으로 저장되는 것이 일반적이다.

### 3. 영상처리방법

센서가 받아들인 X선 양에 대한 정보는 A/D 변환기를 통하여 16 bit(65,536 단계)의 신호를 얻게 되는데 그 중 실제로 정보를 가지는 범위는 16 bit 중 약 10 bit 정도의 구역만을 차지하고 있으며 입사된 X선 양과 강도에 따라 그 범위는 다소 가변적이다. 영상으로서의 정보를 가지고 있는 영역에서는 실제 해부학적 구조물의 X선 영상을 형성하는데 필요한 정보 뿐 아니라 일부 신호잡음(noise)도 포함하고 있다. 신호잡음에 의하여 디지털 X선 영상에서는 작은 점들, 얼룩, 부분적인 흐림 현상이 나타나게 되며 이와 같은 신호잡음은 진단능을 감소시킨다.

신호잡음의 양은 여러 가지 요소에 의하여 좌우된다. 센서 자체의 고유 신호잡음이 있으며, 입사되는 X선 양의 정도에 따라 신호잡음의 정도가 달라질 수 있는데 X선 양이 증가할수록 영상에서 관찰되는 신호잡음이 작아지는 경향이 있지만 지나치게 X선 양을 증가시키면 overflow에 의한 센서의 오작동으로 영상의 일부분, 특히 해부학적 구조물의 경계 부위에서 영상의 오류를 일으킬 수 있다. X선 발생기에 의한 신호잡음도 나타날 수 있는데 적절한 양의 X선으로 촬영했는데도 신호잡음이 나타나

거나 선명한 영상을 획득할 수 없다면 X선 발생기에서 발생하는 X선이 디지털 영상 획득에 적절하지 못하다는 것을 의심해 보아야 한다.

영상에서 나타나는 신호잡음은 소프트웨어적으로 처리하여 감소시킬 수 있다. 소프트웨어는 A/D 변환기에서 생성된 16 bit 신호를 다양한 영상처리법을 통하여 신호잡음을 감소시켜 깨끗한 영상을 모니터에서 보여준다. 영상처리는 blurring이나 그 외에 다양한 필터를 사용하며 모든 디지털 영상 장비는 나름대로의 영상처리기법에 대한 기술을 가지고 있다. 영상처리 정도가 낮으면 신호잡음 때문에 영상에 많은 노이즈가 관찰되어 화질이 나빠 보이고 영상처리를 지나치게 하면 영상은 깨끗해 보이지만 정상적인 해부학적 형태도 흐림현상에 의하여 진단능의 저하를 초래하게 된다. 따라서 진단능을 저하시키지 않으면서 신호잡음을 줄일 수 있는 적절한 영상처리법을 찾는 것이 좋은 화질의 영상을 만들기 위한 필수 요건이다. 진단적인 측면에서 진단에 영향을 받지 않는 정도로 적절한 영상처리가 이루어져야 하지만 단순히 영상을 깨끗하게 보이기 위하여 영상처리를 지나치게 가한 영상은 주요 해부학적 구조물을 관찰할 수 없을 정도로 영상의 변형이 있을 수 있으므로 영상처리 정도는 전문가의 평가가 필요하다. 영상과 관련된 연구를 진행할 때에는 영상처리가 이루어진 디지털 영상은 이미 원본 영상에 변형을 가한 영상이므로 연구 목적에 따라 적합한 영상처리기법을 선택적으로 이용할 수 있도록 원본 영상을 획득할 수 있는 경우 큰 도움이 될 수 있다.

### 4. 호환성 및 사용자 편의성

PACS가 설치된 병원에서는 방사선영상 장비들에서 획득되는 모든 의료영상은 DICOM 표준안을 따르고 있으므로 영상장비를 교체하거나 신규 장비



를 도입하더라도 전체 병원 진료환경의 변화나 영상 장비에 따라 설치의 어려움을 겪는 일은 없어 확장성 및 호환성이 우수하다. 영상 장비의 확장성과 호환성은 장비들이 DICOM 표준안을 따라야만 하는 것이 필수불가결한 요소이며 DICOM 형식이 아닌 형태의 파일로는 시스템의 변화 혹은 확장을 기대하기는 어렵다.

현재 대부분의 치과의 디지털 X-선 영상 장비로 구성된 진료환경은 PACS라기 보다는 병원 내 네트워크라고 하는 편이 옳다. 거의 모든 영상 장비를 구동하는 소프트웨어는 치과의 진료 환경을 고려하여 개발되어 환자 진료에 이용할 때 어려움은 없지만 영상 장비를 교체하거나 영상이 많아져서 하드디스크를 확장해야 하는 경우, 혹은 영상이 저장된 컴퓨터에 문제가 발생했을 때에는 돌이킬 수 없는 큰 문제가 발생할 수 있다. 네트워크 환경을 고려하여 개발된 대부분의 소프트웨어는 촬영하여 얻어진 영상을 하드디스크 내에 촬영일자, 환자 ID 등으로 폴더를 구분하여 저장되면서 그 저장된 위치를 기억하고 있다가 나중에 환자 ID로 호출하면 해당 폴더의 해당 영상을 호출하게 된다. 만일 그와 같은 데이터베이스의 구조적 문제가 발생한다면 영상이 다른 폴더로 이동하거나 하드디스크의 폴더 구조에 변화가 발생하는 경우 환자 영상 기록은 남아 있지만 저장되어 있는 영상이 어느 환자의 영상 기록인지 찾지 못하는 경우가 발생할 수 있는 등 치명적인 문제를 일으킬 수도 있다.

치과에서 사용하는 의료영상은 구내방사선사진, 파노라마방사선사진, 두부규격방사선사진 등이 대표적이며 최근 디지털 카메라 혹은 구강카메라로 촬영한 환자의 구강 내 사진이나 환자의 안면사진도 의료영상의 분류에 들어갈 수 있다. 이와 같이 환자의 진료 기록에 해당하는 모든 영상은 DICOM 형태의 파일로 저장되어야 한다.

그 외에도 디지털 X선 영상에서 측정된 두 점간의 길이와 동일 부위를 X선 필름으로 촬영하여 얻은 영상에서 측정된 동일한 두 점간의 길이는 같아야 하는데 그와 같은 조건을 만족하려면 X선 영상 정보에 픽셀의 크기 정보가 DICOM 헤더 부분(영상 정보를 저장하는 부분)에 기록되어 있어야 한다. 만일 영상이 픽셀 크기 정보를 가지지 않는다면 두 점 사이의 거리를 구할 때에는 픽셀 단위로 측정치를 구할 수밖에 없으며 실측 거리를 구할 방법이 없다. 이와 같은 경우 길이를 알고 있는 두 점간의 거리를 픽셀 값으로 구하여 기준으로 삼고 다른 길이는 그 기준에 대한 상대적인 값으로 계산할 수밖에 없다. 하지만 그 영상을 다른 소프트웨어를 이용하여 길이를 측정하려면 픽셀 크기가 달라지므로 실제 길이를 구할 수 없다.

또한 소프트웨어는 사용자를 고려한 디자인과 기능이 필요하며 지속적인 업그레이드가 필요하다. 병원의 네트워크 환경을 구성하기 위하여 소프트웨어의 변형이 필요한 경우도 있고 PACS를 설치한 병원에서 장비를 사용할 수 있도록 데이터 전송 부분을 변형해야 하는 경우도 있으며 환자의 정보를 기록하는 방법도 병원에 따라 차이가 있으므로 입력 부분에 대한 변형이 필요한 경우도 있다. 기존 장비와의 연동성을 고려해야 하는 경우도 있고 기타 여러 가지 이유로 소프트웨어의 변형 및 업그레이드가 필요한 경우가 있는데 그와 같은 경우에 합리적으로 대처할 수 있다면 장비의 활용도는 매우 상승할 수 있다. 따라서 소프트웨어를 직접 다룰 수 있거나 개발한 장비라면 다양한 진료환경에 적용하기 유리할 수 있다.

## 하드웨어 특성

센서의 하드웨어적인 특성은 센서 고유의 특성이

므로 제품 사양을 꼼꼼히 살펴보면 쉽게 이해할 수 있다. 센서의 하드웨어적인 특성은 진료 환경에서 사용할 때 매우 중요한 부분이지만 간혹 제품 설명서에 명확하게 기재되어 있지 않아 장치의 특성을 평가하기에 혼란을 주는 경우도 있으므로 주의해야 한다. 제품을 평가하기 위하여 고려해야할 중요한 사항은 아래와 같다.

1. 센서의 두께
2. 센서의 견고성
3. 센서의 크기
4. 해상도
5. 센서 홀더 제공 여부

### 1. 센서의 두께

센서의 하드웨어적 특성 중 가장 크게 고려해야 할 사항은 센서의 두께라고 할 수 있다. 센서는 구조적으로 어느 정도의 두께 이상이 되어야 진단영상으로 사용할 정도의 화질을 만들어낼 수 있지만 화질만을 고려하여 센서를 두껍게 제작한 경우 상대적으로 이물감이 증가한다. 센서는 휘지 않고 단단하므로 환자의 구강 내에 촬영을 위하여 위치시키는 경우 환자가 느끼는 고통은 피할 수 없지만 두께에 따라 느껴지는 이물감의 차이는 매우 심하여 두께가 얇은 경우에는 단지 위치시킬 때 구강 내 점막에 압박을 가하면서 고통을 느끼게 되지만 두께가 두꺼운 경우에는 구강 내에 이물질이 가득 찬 느낌을 받게 되어 환자가 구역질을 느끼게 되는 경우가 많다. 특히 소아의 경우에는 센서를 구강 내에 위치시킬 수 없는 경우도 자주 발생하고 성인의 경우에도 구역질을 느끼는 환자에게서 구내 X선 영상의 획득이 불가능한 경우도 있다. 따라서 두꺼운 센서일수록 임상적으로 적용 가능하도록 센서의 크기를 작게 제작하게 된다.

현재 시판되고 있는 센서들은 최소 3.2 mm에서 최고 8 mm 이상의 두께로 다양한 센서들을 접할 수 있으며 대부분의 센서들은 4.5 mm 내외의 두께로 제작되어 있다.

### 2. 센서의 견고성

센서를 구성하는 부분 중 실제 X선 영상을 만들어내는 내부의 CCD 혹은 CMOS sensor는 물리적 특성이 매우 약하여 물리적 충격에 쉽게 파손된다. 진료 환경에서 환자 특히 소아 환자들은 센서를 구강 내에 넣으면 이물감으로 센서를 무의식적으로 깨무는 경향이 있어 센서가 파손되는 경우가 있고 사용 중에 센서가 벽면 혹은 컴퓨터와 부딪히거나 떨어뜨리는 경우 쉽게 파손된다. 따라서 센서를 사용할 때에는 보관 및 취급에 매우 주의하여야 하는데 제작사에서는 파손율을 감소시키기 위하여 구동 컴퓨터 혹은 X선 발생기에 센서 걸이를 제공하기도 하지만 사용할 때에는 항상 술자와 환자의 손으로 유지되고, 센서의 크기가 작고 매끄러우며, 센서에서 발생된 신호를 A/D 변환기로 연결하는 선이 있어 주의를 기울이더라도 취급 중에 떨어뜨리는 실수를 하는 경우가 간혹 있다. 종합병원 혹은 대학병원에 설치된 경우 취급자가 다수이므로 관리가 어려워 센서의 손상 빈도는 더욱 높아 더욱 큰 주의를 요하는데 실제 PACS를 설치한 병원의 경우 많은 경우 1년 내에 80%의 파손율을 보이기도 하였다. 파손된 경우 업체에 따라 1:1 무상 교체를 해주거나 혹은 파손 원인에 따라 사용자가 부담해야 하는 경우도 있는데 원인을 밝히기 위한 기간 동안 센서를 제작사로 보내서 원인을 밝혀야 하므로 그 동안 진료에 이용하지 못하는 혼란이 있을 수 있다.

그리고 센서와 연결선의 접합 부위가 약한 경우가 많아 연결선을 잡고 힘을 가하는 경우 손상이

있을 수 있어 최근 제작되는 센서에서 연결 부위를 보강하여 꽤 큰 힘이 가하여져도 손상이 없는 방법을 채택하고 있다. 센서에 물리적 충격이 가해지지 않는다면 일반적으로 400,000회 ~ 500,000 회 정도 노출까지는 사용에 문제가 없다고 알려져 있다.

### 3. 센서의 크기

대부분 센서의 크기는 기존 구내필름의 크기와 비교하여 다소 작다. 성인용으로 사용하는 센서의 경우 국내에서 시판되고 있는 센서의 크기는 최소 30 x 20 mm에서 최대 36.8 x 26.6 mm 이다. 성인의 구내 필름인 No. 2 필름이 30 x 40 mm인 것을 고려하면 필름보다는 약간 작은 크기이며 케이스 내부의 실제 영상을 형성하는 부분은 더 작아 구내 필름에 비하면 획득 영상의 크기는 더욱 작아진다. 센서 중 가장 작은 제품의 경우 치아 특히 상악 견치의 장축 길이보다도 센서가 작아 영상을 얻기 위해서는 의도적으로 수직각을 증가시켜 치아의 길이를 축소하여 촬영해야만 치아 전체에 대한 관찰이 가능한 경우도 있다.

센서의 이물감을 줄이기 위하여 모서리를 둥글게 처리한 경우도 있다. 환자 구강 내에 적용할 때 둥근 부분에 의하여 이물감이 줄어들 뿐 아니라 구강 내에 위치시키기에도 유리하다. 단지 둥글게 처리된 부분만큼 영상에서 관찰할 수 없다는 단점이 있으나 관심 부위를 적당하게 위치시켜 상을 얻는다면 큰 무리가 없다.

진단적인 측면을 고려하면 센서의 크기는 큰 편이 유리하지만 센서가 유연성이 없고 센서의 두께 때문에 센서의 크기를 증가시키는 것은 한계가 있다. 센서의 두께가 얇으면 다소 센서의 크기가 커도 환자 구강 내에서 사용할 수 있지만 센서의 두께가 두꺼운 경우에는 환자가 구강 내에서의 이물감이 커서 사용에 어려움이 많다.

### 4. 해상도 (resolution)

해상도는 공간 해상능(spatial resolution)과 대조도 해상능(contrast resolution)으로 나눌 수 있으며 일반적으로 해상도라는 용어는 공간 해상능을 의미한다.

해상도는 서로 가까이 있는 미세한 구조를 구별할 수 있는 능력을 의미하는데 X선 필름의 해상도는 lp/mm 단위로 측정한다. 즉, 1 mm 내에 몇 개의 선쌍을 구별할 수 있는지 평가하여 그 숫자를 해상도로 표현한다. 예를 들어 10 lp(선쌍)/mm의 해상도라면 1 mm 내에 10 선쌍을 구별할 수 있으므로 실제로는 1 mm 내에서 20개의 선을 구별할 수 있다는 것을 의미한다.

구내 X선 필름은 증감지를 사용하지 않으므로 해상도가 높아 보통 10 lp/mm 정도의 해상도를 보이며 확대경을 이용하는 경우 20 lp/mm 까지 해상도를 보인다. 파노라마 방사선사진은 증감지를 사용하여 영상을 획득하므로 필름 자체의 해상도는 10 lp/mm 이하이지만 파노라마 방사선사진의 특성 상 X선 관구와 필름이 이동하면서 촬영하기 때문에 실제 영상을 얻어 해상도를 측정해보면 2 - 5 lp/mm 정도의 해상도를 보이게 된다.

센서의 해상도는 픽셀(pixel ; CCD sensor 소자)의 크기가 해상도를 좌우한다. 픽셀 크기가 50  $\mu\text{m}$ 인 경우  $1 \text{ mm} / 50 \mu\text{m} = 20$ , 즉 1 mm 내에 20개의 pixel을 위치시킬 수 있다. 따라서 픽셀 크기가 50  $\mu\text{m}$ 라면 이론적으로 10 lp/mm의 해상도를 보일 수 있으나 실제 영상을 획득하면 약간 해상도가 감소하게 되므로 약 7-8 lp/mm 정도의 해상도를 보이게 된다. 따라서 필름과 동일한 정도의 해상도를 가지려면 픽셀 크기는 50  $\mu\text{m}$ , 만일 구내 필름과 같이 20 lp/mm 정도의 해상도를 고려한다면 25  $\mu\text{m}$  이하의 픽셀 크기가 되어야한다. 진단적인 측면에서 본다면 센서의 신호잡음(noise)이 있어 지나치



게 높은 해상도를 필요로 하지는 않지만 약 10 lp/mm 이상의 해상도를 보이는 센서의 경우에는 진단적인 측면에서 큰 차이가 없다고 할 수 있으므로 픽셀 크기가 50  $\mu\text{m}$  미만, 구내 필름과 동일한 정도의 해상도를 원하는 경우 픽셀 크기가 25  $\mu\text{m}$  이하이면 큰 문제는 없다고 볼 수 있으며 최근 CCD 타입의 센서는 모두 25  $\mu\text{m}$  이하이고 CMOS 타입의 센서는 50  $\mu\text{m}$  이하로 큰 문제는 없다고 할 수 있다.

실제로 공간 해상도보다는 contrast resolution이 진단적으로 더 큰 의미가 있다. 센서 부분에서 받아들인 X선의 양은 아날로그 신호로서 A/D 변환기를 거쳐 디지털 신호로 바뀔 때 16 bit 데이터로 얻어진다. 하지만 소프트웨어에서 처리하는 과정에서 많은 경우 8 bit 영상을 형성한다. 제품의 카타로그를 보면 거의 모든 제품의 dynamic range를 12 bit라고 주장하고 있지만 결국 소프트웨어에서 관찰할 수 있는 영상은 8 bit 영상이므로 가장 어두운 색(검은색)에서 가장 밝은 색(흰색)까지를 256 단계의 영상을 만들어낸다. 진단적인 측면에서 가장 이상적인 노출 조건으로 적정 흑화도를 보이도록 이상적으로 촬영된 영상이라면 8 bit 영상으로도 진단에 큰 문제가 없을 수 있지만 진료 환경에서 항상 가장 이상적인 노출조건으로 촬영할 수는 없으며 다소 X선 노출량이 많거나 적은 경우 brightness와 contrast를 조절하면서 영상을 관찰해야 하지만 8 bit 영상에서는 색조를 조절하기에는 한계가 있어 영상 조절을 한다고 해도 흑화도의 차이를 구분할 수 없는 반면 10 bit 이상 색조 범위가 넓은 영상에서는 너무 어둡거나 밝아서 구별할 수 없는 부분을 영상 조절을 통하여 구별할 수 있는 경우가 있으므로 진단을 위하여 큰 의미가 있다.

## 5. 센서 홀더

구내 방사선사진을 획득할 때 평행촬영법으로 촬

영하는 것이 등각촬영법에 비하여 여러 가지 장점이 있어 XCP 혹은 PI 기구와 같은 평행촬영유지 기구를 사용한다. 디지털 X-선 영상을 획득하는 장치에서도 평행유지기구로 사용할 수 있는 센서 홀더를 이용하여 획득한 영상의 질이 매우 우수하며 센서 홀더 없이 등각촬영법으로 촬영하는 경우에는 해부학적 구조물을 관찰할 수 없을 정도로 상의 왜곡이 심하게 나타난다. 특히 상악 소구치와 대구치 부위에서 센서 홀더 없이 촬영하는 경우에는 상의 왜곡이 매우 심하게 나타난다. 따라서 화질이 좋은 구내 디지털 X-선 영상 획득을 위하여 센서 홀더를 사용하는 것은 매우 강조된다.

대부분의 센서가 센서 홀더를 제공하므로 큰 문제가 없지만 센서에 따라서는 전용 센서 홀더가 없는 경우가 있으므로 확인이 필요하다. 또한 기존의 Eezee grip과 유사한 형태로 센서를 고정하여 촬영할 수 있는 장치도 있어 이를 사용하면 촬영이 더욱 편리할 수 있다.

## 기타 고려사항

### 1. 구내 X선 촬영기 및 노출량

센서는 필름과 달리 적은 양의 X선으로도 반응한다. 선행 연구에 의하면 이론적으로 1/10까지 X선 노출량을 줄여서 촬영하는 것이 가능하다고 발표되기도 하였다. 하지만 당시 연구에서는 디지털 X-선 영상장치를 이용하여 치아우식증 진단을 위한 X선 노출 적정량을 측정된 것이라 모든 경우에 적용할 수는 없으며 임상적으로 1/10까지 노출량을 줄이면 영상의 질이 매우 낮아지므로 약 1/3 - 1/4 정도로 줄이는 것이 적절하다. 노출량이 지나치게 낮으면 센서에 X선이 도달한 것으로 반응하지 않고 지나치게 높은 경우에는 overflow 현상

때문에 해부학적 구조물의 변연의 형태 이상을 보일 수 있으므로 적정 노출량으로 촬영하는 것이 바람직하다.

구형 모델의 X선 촬영기 중에는 디지털 X-선 영상을 얻기에 적절하지 못한 기종이 있다. 특히 X선 노출량을 0.1초, 혹은 0.2초 단위로 조절할 수 있는 기종이 있는데 그와 같은 촬영기 중 대부분은 디지털 X선 영상을 획득하기에 적절하지 못하며 최근의 DC type의 X선 촬영기를 사용하는 것이 유리하다. DC type의 X선 발생기는 기존 AC type 발생기에 비하여 X선의 질이 좋고 비교적 균질한 X선이 발생되지만 경우에 따라 영상의 질이 떨어지는 경우도 있다.

## 2. 영상의 보관 방법

컴퓨터의 하드디스크는 항상 물리적 결함이 발생할 확률이 있다. 컴퓨터를 오랫동안 사용해본 사람이라면 하드디스크 결함으로 아까운 데이터를 잃어버리는 아찔한 순간을 경험해본 기억이 있을 것이다. 아무리 안정적인 하드디스크를 사용하고 있다고 해도 데이터가 손상되는 것은 누구에게나 발생할 수 있으며 매우 중요한 데이터라면 나름대로 두 군데 이상 복사하여 안정적으로 보관하고자 노력해본 경험이 있을 것이다.

의료법시행규칙 제 18조에 의하면 방사선사진 및 그 소견서는 5년간 보존해야하는 의무가 있고 전자 의무기록도 마찬가지로 법적인 적용을 받으며 동법 제 18조의 2 중 3항에 의하면 전자의무기록은 네트워크에 연결되지 아니하는 백업저장시스템에 안전하게 보관되어야 한다고 규정하고 있다. 따라

서 디지털 X-선 영상 장비에 의하여 획득된 방사선 영상은 적어도 5년 이상 병원 내의 백업 시스템을 갖추어 저장하여야 하는데 백업을 소홀히 하다가 손실된 경우 의료법 상에서 의료인으로서의 의무를 위반하는 결과를 초래하게 된다.

이와 같은 사실을 고려할 때 병원 내에서 사용하는 컴퓨터 및 네트워크는 가능한 안정적인 시스템을 사용하고 환자의 방사선 영상은 하나의 하드디스크에 저장하는 것은 매우 위험한 일이라 할 수 있다. 아직 디지털 X-선 영상 장비 사용 초기이므로 문제가 발생한 경우는 그다지 많지 않았으나 앞으로는 이 부분을 심각하게 고려해야 할 것으로 생각된다. 장비 구입을 고려할 때에도 장비의 영상 백업 관리 방법에 대하여 확인하는 편이 좋다.

구내 디지털 X-선 영상 장치는 최근 많은 발전을 통하여 모든 제품들의 특성에 큰 차이를 보이지 않으며 대부분의 센서는 진단에 크게 문제되지 않을 정도의 화질을 보이는 것으로 검증되었다. 따라서 몇 가지 기준을 가지고 장치의 특성을 고려한다면 많은 도움이 될 것으로 생각된다. 끝으로 장치의 특성을 평가할 때 중요한 체크 리스트는 아래와 같다.

1. DICOM 3.0 표준안 채택 여부
2. 센서의 두께
3. 센서 홀더 제공 여부
4. 센서의 내구성
5. A/S 정책
7. 영상 보관의 안전성
8. 영상의 질
9. 소프트웨어 특성

참 고 문 헌

1. 송남규, 고광준. 디지털방사선촬영법을 이용한 치조골벽 소실에 관한 실험적 연구. 대한구강악안면 방사선학회지 1997 ; 27: 49-61.
2. 조봉혜, 나경수, 이희주. Ektaspeed Plus 방사선사진, 간접 디지털 영상 및 Digora 영상의 치근단 병소의 판독능 비교. 대한구강악안면방사선학회지 1998 ; 28: 461-470
3. 박종원, 김은경, 한원정. 근관 파일의 인지도 평가 시 세 가지 디지털 방사선영상시스템의 비교. 대한구강악안면방사선학회지 2004 ; 34: 145-50. 김은경. 치과에서 디지털 x-선 영상의 이용. 대한구강악안면방사선학회지 1999 ; 29: 387-396.
4. 송주섭, 고광준. 디지털 치근단 방사선사진의 진단 영상 질을 유지하기 위한 최적의 영상압축률. 대한구강악안면방사선학회지 2000 ; 30: 265-274.
5. 이완, 이병도. CCD 디지털 방사선사진촬영법의 초기 치아우식증의 진단능 평가에 대한 연구. 대한구강악안면방사선학회지 2003 ; 33: 27-33.
6. 강형욱, 황의환, 이상래. 디지털영상을 이용한 치근이개부 실험병소의 판독능에 관한 연구. 대한구강악안면방사선학회지 2003 ; 33: 71-77.
7. Park CS, Kim KD, Park H, Jeong HG. Current status and installation standard of dental PACS. 대한구강악안면방사선학회지 2004 ; 34: 175-8.
8. Benn DK, Bidgood WD Jr, Pettigrew JC Jr. An imaging standard for dentistry. Extension of the radiology DICOM standard. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1993 ; 76: 262-5.
9. Yoshiura K, Welander U, Shi XQ, Li G, Kawazu T, Tatsumi M, Okamura K, McDavid WD, Kanda S. Conventional and predicted perceptibility curves for contrast-enhanced direct digital intraoral radiographs. Dentomaxillofac Radiol 2001 ; 30: 219-25.
10. Syriopoulos K, Sanderink GC, Velders XL, van der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. Dentomaxillofac Radiol 2000 ; 29: 312-8.