

첨단 디지털 유방조영 시스템의 개발현황과 미래

최 원 영
고려대학교 응용전자공학과

State-of-the-art digital mammography systems

Won Young Choi
Department of Applied Electronics, Korea University

요약

스크린-필름 X선 유방조영술(Screen-film X-ray mammography)은 유방암 진단을 위한 기준이 되는 방법으로 독보적인 위치를 차지하고 있다. 그러나 현재 사용되는 스크린-필름 방식 유방조영술은 여러 가지 한계점들이 인식되어 왔으며, 만약 유방 X선 사진(mammogram)이 디지털 형식으로 곧바로 얻어진다면 영상의 질(image quality)과 방사선량의 감소 가능성 관점에서 향상될 수 있다는 증거가 있다. 본 논문에서는, 디지털 유방조영술에 대한 논리적 근거가 제시되고, 스크린 대용으로 개발되고 있는 X선 검출기들과 이들을 사용한 여러 가지 디지털 유방조영술 시스템을 분석 전망한다. 디지털 유방조영술을 실용화하기 위해 해결되어야 할 문제점들이 논의된다.

서론

현재 스크린-필름을 쓰는 대부분의 X선 유방영상 시스템들은 X선 검출기의 제한적 특성(예를 들면, 제한된 영역의 휘도 [latitude]와 콘트라스트, 낮은 X선 검출 효율, 그리고 필름의 과립성에 의한 잡음의 존재)과 영상 취득 구조(예를 들면, 산란 제거[scatter rejection]의 비효율성)등에 기인하여 영상을 향상시키는 데에는 한계가 있다. 향상된 영상 획득을 얻기 위해서는 이런 한계점의 어느 일부 내지는 전부를 향상시켜야 하며 이를 위해 여러 가지 형태의 디지털 유방 X선 영상 시스템들이 개발되고 있다. 유방 X선 사진과 같이 고해상도의 영상이 필요한 분야에서는 직접 디지털 방식으로 영상을 획득할 경우 적은 양의 X선을 이용하고서도 기존의 필름에서 얻을 수 있는 화질을 능가하는 고해상도의 영상을 얻을 수 있다. 이런 직접형 디지털 X선 영상 시스템의 이점으로는 독립적인 영상 획득, 화면 출력 그리고 저장 처리, 직접적인 영상 조작과 처리, 향상된 영상 콘트라스트와 높은 공간 해상도[Roehrig, 1991] 등이 있다. 또 다른 중요한 장점은 높은 X선 검출 효율을 얻을 수 있는 가능성이 있으며 이 경우에 영상을 얻는데 필요한 방사선량을 감소시킬 수 있고 따라서 환자의 흡수선량도 줄일 수 있는 것이다.

연구개발 현황

(1) 국내현황 : 직접형 디지털 X선 영상 장비 관련 제품은 생산되고 있지 않으며 이 분야에 대한 연구도 거의 없는 실정이다. 다만, 국내의 일부 대학과 기업에서 아날로그 X선 영상장

비에서 발생한 필름을 광학 스캐너를 거쳐 디지털화 하는 간접형 디지털 X선 영상 방식에 대한 연구가 이루어지고 있다.

(2) 국외 현황 : 유방 X선 영상의 직접적인 전자적 영상 획득(electronic image acquisition)은 여러 연구가들에 의해 시도되었다. 지금까지 제안된 시스템 구성 형태는 다음과 같다.

- (a) 주사식 선형 광다이오드 배열 [Nishikawa, 1987]
- (b) photostimulable 인광체(혹은 Imaging plate)를 사용한 영상 장비 [Sonoda, 1983]
- (c) 인광체(phosphor)와 CCD의 결합방식 [Karellas, 1992]
- (d) 무정형 실리콘(a-Si:H) [Antonuk, 1992]
- (e) 무정형 셀렌(a-Se) [Rowland, 1991]
- (f) 광섬유 X선 검출기 시스템 [Choi, 1994]

현 연구의 문제점 및 앞으로의 전망

적절한 영상 획득 시간(imaging time)과 X선 관의 열 부하 등을 고려할 때, 디지털 영상 획득을 위한 시스템 구성은 검출기의 형태 및 이용 방식에 따라 나누어 면적형(area)과, 주사식으로 사용해야 하는 점형(point), 선형(line) 그리고 슬롯형(slot) 또는 다중선(multiline)시스템과 같은 것들이 제안되어 있다.

(1) 면적형 검출기

재래식 스크린-필름 X선 영상은 면적형 검출기의 예로 한번의 방사선 노출로 전체 영상이 얻어진다. 이 방식은 편리하고 높은 이용률(throughput)이 보장되며, X선 관에 전달된 열 부하를 효율적으로 이용한다는 점에서 디지털 X선 유방 영상시스템에 대해서도 적용될 수 있다. 면적형 검출기가 디지털 X선 영상시스템에 적합하게 되기 위해서는, 공간 해상도와 수용 가능한 사진의 크기(field coverage), 그리고 적절한 신호 대 잡음비(SNR)등의 요건이 만족되어야 한다. 유방조영장비용으로 개발되고 있는 면적형 검출기들의 장단점을 아래에 간략히 기술하였다.

(a) 필름형 X선 사진의 디지털화 : 디지털 형식으로 X선 사진을 얻는 한가지 방법은 재래식 필름 X선 사진을 찍은 후, 고해상도의 광학 스캐너로 필름을 디지털화 하는 것이다. 이 방법은 간접적인 디지털화이므로 필름 처리(현상 및 건조)와 필름의 디지털화라는 이중의 처리가 필요하다. 디지털화 된 영상은 필름의 특성 곡선에 의해 약해졌던 콘트라스트를 복구하기 위해 영상 처리될 수 있다. 우수한 스캐너를 가지고 처리된 디지털 영상이라 할지라도 궁극적으로 화질은 필름에 초기에 저

장된 정보의 질에 의해서 제한된다. 필름의 화질은 필름이 가지고 있는 구조적인 문제, 즉 짧은 선형반응 영역과 낮은 콘트라스트 감도, 그리고 필름감광유체의 과립성 등에 의해 제한된다. 이렇게 얻어진 디지털 영상의 주된 한계는 결국 처음에 사용한 필름의 감광유체(emulsion)의 과립성과 연관되어질 것이며, 이 특성은 높은 공간 주파수 영역에 속하는 영상에 가장 큰 영향을 미친다. 따라서, 이 방식은 직접형 디지털 X선 검출기가 상용화될 때까지의 과도기적 대체방법이 될 것이다.

(b) 인광체(phosphor)와 CCD의 결합방식 : 일반 스크린용 인광체($Gd_2O_3:S:Tb$)를 광학적 방식으로 CCD에 연결하여 디지털 영상을 얻는 방식으로, 작은 작은 면적의 디지털 영상을 얻는데 사용되고 있다. (예: LoRad Medical, Fischer Imaging 등에서 시판하는 mammographys용 stereotaxic needle biopsy 장비) 이들의 주된 문제점은 필름에서처럼 인광체 스크린을 X선 검출 매질로 사용하므로 적정량의 방사선으로 공간 해상도를 향상시키는데는 한계가 있다. 또 다른 현실적인 문제는 CCD의 크기에 한계가 있으므로 (현재 $5 \times 5cm^2$ 이 가장 크다.) 일반 진단용 X선 영상으로 쓰려면 검출기에 맞힌 상을 광학적으로 축소하여 CCD에 연결할 수밖에 없다는 것이다. 이 축소과정에서 많은 양의 빛의 손실이 필연적으로 발생하므로 이에 따라 신호 대 잡음 비가 나빠진다.

(c) Photostimulable 인광체 : Photostimulable 인광체는 일반적인 X선 사진술을 위한 영상 시스템으로서 일본 후지사에서 성공적으로 개발되어 왔으며 동작원리는 다음과 같다. 흡수한 X선으로부터 전달된 에너지는 인광체($BaFBr:Eu^{2+}$, 혹은 $SrFBr:Eu^{2+}$)내의 안정상태에 있는 전자들을 고에너지 준위로 보낸다. 이 여기된 전자들은 빛을 받으며 즉시 안정 상태로 돌아오기보다는 인광체 결정체내에 있는 불순물에 포획되어 일시적으로 저장된다. 이렇게 여기된 전자로 채워진 불순물의 숫자는 인광체가 받은 X-선 노출량에 비례한다. 영상은 정교하게 초점에 맞춰진 레이저 빔으로 인광체 평판을 走査함으로써 생성될 수 있다. 이 자극은 불순물로부터 전자를 풀려나게 하여 짧은 파장을 갖는 빛의 방출이 일어나는데, 이 빛들은 레이저가 평판 전체를 주사할 때 광검출기를 사용하여 일일이 모아서 영상으로 만든다. 그러나, 현재 이 기술은 유방조영술을 위한 적절한 공간 해상도가 부족한데(약 $5 lp/mm$, [Kato, 1991]), 이유는 부분적으로 레이저 빛이 인광체의 부피 속에서 분산되며 따라서 레이저 빔이 처음 조사되었던 넓이보다 더 큰 부분을 자극하기 때문이다. 두 번째 중요한 요인은 자극 후 모든 방향으로 방출되는 빛을 효율적으로 모으기가 불가능하므로 결과적으로 신호 대 잡음 비의 손실을 초래하는데 이것이 이러한 시스템에서의 이차적 양자 침몰(quantum sink)현상을 초래한다 [Nishikawa, 1990]. 결과적으로 현재의 실제에 기반을 둔 photostimulable 인광체 X선 검출기는 고해상도를 얻는데 한계가 있다[Hosoi, 1992]. 가격 또한 매우 높은 편이라 보편화되는데 장애가 되고 있다.

(d) 무정형의 셀렌 (Amorphous selenium) : Rowlands [Rowlands, 1991] 등은 셀렌을 가지고 연구하여 왔는데, 똑같은 재료가 유방 건식 촬영법(xeromammography)에서 센서로 이용되었다. 셀렌은 인광체를 바탕으로 한 검출기에 비해 몇 가지 중요한 이점을 갖고 있다. 셀렌은 광도체이기 때문에 정전기형태의 영상을 만드는데 사용될 수 있다. 균일하게 충전된 셀렌의 평판에 X선이 발생시킨 전하에 의해 그 평판은 방전되

고, 방전의 정도는 평판에 흡수되는 방사선량에 비례할 것이다. 유방건식촬영법에서 정전기에 의한 잠복성 영상은 방전된 토너 입자의 에어로졸(aerosol)을 갖고 평판에 분사함으로써 보이게 만들어진다. 디지털 X선 영상시스템에서는 평판 전체에 레이저 빔을 주사함으로써 영상을 읽어 낼 수 있다. 레이저는 남아 있는 전하를 방전시키는데, 그것은 빛을 통과시키는 전극을 셀렌 표면 바로 위에 위치시킴으로써 측정될 수 있다. 비록 photostimulable 인광체의 읽어 내는 방법과 피상적으로 유사할 지라도, 정전기적 기술은 다른 이점을 갖고 있다. 정전기적 영상은 표면에 나타나지 않는 photostimulable 영상과는 다르게 셀렌 표면 위에 놓여 있는데 비해 photostimulable 인광체의 경우 센서의 용적(volume)에 걸쳐 존재한다. 이 이유 때문에 셀렌을 읽는 레이저는 평판의 표면에 정밀한 초점을 얻을 수 있으며, 자극하는 레이저 빛은 평판을 통과하지 않는 과장을 갖게 된다. 따라서 이것은 photostimulable 인광체와 연관된 센서의 부피(bulk)안에서의 레이저가 분산되는 것을 방지하며, 결과적으로 높은 고유의 해상도를 허용한다.

(e) 무정형의 실리콘(a-Si:H) : 무정형 실리콘[Street, 1991] 기술의 최근의 발전은 디지털 유방조영술에 적절한 면적형 검출기로 사용될 수 있는 또 다른 수단이 될 수도 있다. 무정형의 실리콘의 평판위에 고감도의 광다이오드의 배열을 구성하면 각 요소는 영상의 한 pixel에 대한 신호를 생성한다. 각 다이오드들은 X선을 흡수하는 인광체로 싸울 수 있으며, X선 노출 후 각 다이오드의 커패시턴스에 저장된 전하는 스위치의 회로망을 통하여 읽어질 수 있다. 이 기술이 갖는 문제는 수용기에서의 화소의 갯수와 매트릭스의 모든 열과 행을 연결하는 출력선들(readout wires)의 복잡함을 포함하고 있다. 빛 감도 또한 화소 화소마다 변동할 수 있으므로 메모리에서 큰 보정(補正) 매트릭스(수용기 만큼 많은 요소를 갖는)를 유지하는 것이 필수적인 것이다. 이것은 검출기 응답을 검출기 전역에 걸쳐 효과적으로 균일화하게 만드는데 이용될 것이다. 또 다른 중요한 문제점으로는 화소의 크기를 작게 하는 기술이 아직도 최소화하는 기술이 매우 어렵다는 것이다. 현재 화소 최소 크기는 약 $100\mu m$ 정도인데 이미 기술적으로 한계에 도달했다고 본다. 화소를 더 이상 작게 만들지 못하는 근본적인 문제점은 화소를 더 이상 작게 하면 각 화소당 dead area(방사선에 반응하지 않는 회로 부분)가 너무 커져 방사선 이용효율이 급격히 떨어지기 때문이다. 현재 Xerox社를 중심으로 미국의 몇 개 대학(Michigan 대학, Berkeley 대학)등에서 이와 유사한 형태의 X선 검출기가 개발되고 있으나 이 방법의 적용은 공간 해상도가 크게 요구되지 않는 분야에 한정될 것 같다.

(2) 주사형 검출기(Scanned-Beam Detectors)

디지털 유방조영술에 적절한 면적형 검출기는 아직 실험적인 국면에 있다. 대안적인 접근은 작은 면적 검출기의 이용인데, 그것은 전체 영상을 얻기 위해 전체 유방에 걸쳐 방사선빔과 연결되어 주사된 것이다. 모든 주사형 시스템에 있어서 필연적인 문제점은 영상이 순차적으로 얻어지기 때문에 영상 취득시간이 면적형 검출기의 경우보다 더 길다는 점이다. 그러나, 이를 상쇄할 수 있는 중요한 이점은 유방의 일정부분만이 주어진 시간에 방사선으로 조사되기 때문에, 영상 수용기에서 인체 내에서 산란된 원치 않는 방사선을 제거하는 것이 면적형 시스템보다 더 쉬우면서도 효율적이다. 각 부분영상을 얻는 동안 검출기로 입사되는 산란된 방사선의 숫자는 크게 줄어든다. 더욱

이 면적형 검출기를 위해 사용한 그리드에서 필수적인 접속장치(interface) 물질을 감쇠하는 필요없이 유방과 검출기 사이에 antiscatter 시준기를 개재시키는 것이 가능하다. 결과는 면적 시스템을 갖고 이용하는 것보다 산란의 훨씬 더 선량-효율적 산란제거가 가능하며 따라서 주어진 선량에 대해서 더 높은 SNR을 가진다. 주사된 빔을 사용하는 시스템은 인체와 검출기에 투사하는 방사선 빔의 크기와 모양에 의존하여 점형, 선형 그리고 슬롯(slot)형 장치로 분류될 수 있다.

(a) 점형 시스템 : 점형 주사식 시스템은 단일 X선 검출기 요소를 사용한다. 그러므로 높은 X선-검출 효율을 얻기 위해 필요한 만큼 두꺼운 검출기를 만드는 것이 가능하다. 점형 영상 시스템에 대해 요구된 영상 획득시간은 비현실적으로 길고 X선관의 열 부하 능력의 이용은 극히 비효율적이다. 따라서, 실용화될 수가 없다.

(b) 선형 시스템 : 선형 주사식 디지털 X선 영상 시스템에서 사용하는 검출기는 고감도 X선 검출기를 선형으로 배열한 형태이며, 좋은 콘트라스트 감도를 제공할 수 있다. [Nishikawa, 1987] 그리고 적절한 공간 해상도와 필드 범위를 갖는 시스템의 설계를 위해 아직도 지속적인 연구가 진행되고 있다. 대부분의 디자인은 X선 흡수 단계(검출기)와 다음 단계사이에서 축소화과정이 필요하며, 이것은 또 다른 영상 잡음이 생기는 것을 피할 수 있게 효과적으로 행해져야 한다. 비록 선형 주사식 시스템은 점형 시스템보다는 속도가 빠르지만 영상 취득시간은 아직도 비현실적으로 길다.

(c) 슬롯형 주사식(scanned-slot) 디지털 유방조영술 : 디지털 유방조영술을 위한 슬롯형 주사 시스템은 원래는 Nelson[Nelson, 1987][Maidment, 1990] 등에 의해 제안된 것으로 선형검출기와 면적형 검출기 사이의 바람직한 중간형태이다. 그림 1에 보여진 시스템에서 방사선 빔은 대략 24.0 cm × 3.2 mm 크기의 "슬롯"으로 국한된다. 유방을 통과한 X선은 형광성의 인광체에 의해 흡수되며 방출된 빛은 두개의 팬 모양의 테이퍼(taper)형태로 구성되어진 광섬유다발로 들어간다. 축소율이 2인 테이퍼는 검출기 입력 표면에서 45°를 가지고 연결된 이음부분을 가지고 인접하며, 두개의 서로 밀착된 다발(bundles)으로 분기되는데 각각의 출력은 CCD와 결합된다. 이들 CCD는 검출된 X선량에 비례하는 전기적 신호를 만들어 내어 이 신호는 직접 디지털화 된다. 높은 공간 해상도의 요구를 만족시키고 수용기에 필수적인 선형의 형태를 제공하기 위하여 각 CCD 칩은 27μm 치수(검출기의 입구 면에서는 54μm를, 그리고 유방의 중간 면에서는 50μm를 산출한다.)의 사각형 요소의 2,048행 × 64열을 포함한다. 광섬유다발을 사용하면 스크린에서 발생한 빛의 퍼짐에 기인하여 나빠지는 해상도의 문제를 부분적으로 해결할 수 있다. 다시 말해 광섬유가 제한된 각도의 빛만을 받아들이는 성질이 있으므로 각 광섬유가 스크린으로부터 발생되는 빛을 어느 정도 평행하게 하는 효과가 있어 해상도가 향상된다. 영상은 검출기의 짧은 치수에 평행한 방향에서 유방을 가르는 슬롯 검출기와 팬(fan)형태의 X선 빔을 주사함으로써 얻는다. 연속적인 기계적 움직임을 고려하기 위해 영상은 Holdsworth [Holdsworth, 1989] 등에 의해 기술된 것파 유사한 시간-지연 집적화(Time-Delayed Integration:TDI)기술을 이용하여 얻는다.

이 시스템의 가장 큰 문제점은 X선 검출기로 사용된 인광체(Gd₂O₂S:Tb)에서 발생하는 빛의 인광성(즉, afterglow 가 수 ms

까지 지속한다)에 의해 주사속도가 빨라질 경우 나타나는 잔상에 의한 공간해상도의 손실이 급격히 커지는 점이다. 따라서, 환자의 움직임과 X-선관의 과부하를 피하기 위해 요구되는 적절한 주사시간 (2~3초)내에 주사가 완료되어야 할 때도 성능을 충분히 발휘할 수 없게 되는 단점이 있다. 이를 극복하기 위하여 인광체대신에 섬광플라스틱 광섬유를 X-선 검출기로 사용한 시스템이 개발되고 있다. 섬광플라스틱 광섬유를 X-선 검출기로 사용하면[Choi, 1994] X-선 검출효율과 공간 해상도를 동시에 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라 적절한 주사시간 (2~3초)내에 주사를 완료할 수 있다.

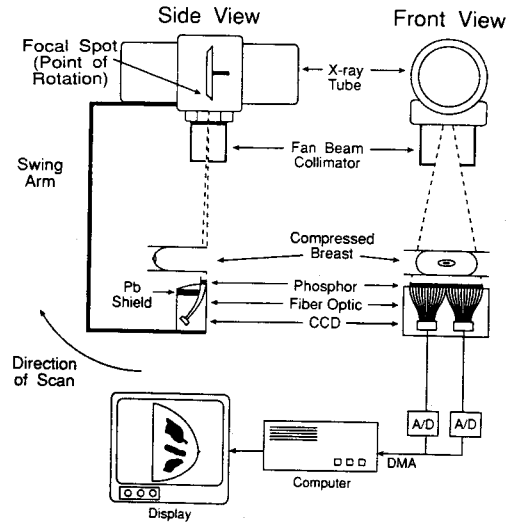


그림 1. Scanned-Slot Digital Mammography System

검출기가 일정한 속도로 물체를 가로질러 움직일 때, CCD의 각 요소에 모인 전하는 주사방향과 방향은 반대이지만 같은 속도로 행 밀도로 이동한다. 전하다발(charge packet)이 CCD에 있는 마지막 요소에 도착할 때 행에 있는 전하 신호는 빠른 속도로 읽히게 된다. 이런 식으로 영상 안에 주어진 pixel에 상응하는 신호는 검출기의 행을 아래로 통합함으로써 얻어진다.

검출기 안에 어떠한 구조물도 주사 방향에 평행하게 놓여 있지 않다면 TDI 동작은 검출기 구조로 인한 신호에서의 변화율을 평균화할 것이며 그로써 문제가 되는 인위잡음을 피할 수 있게 된다. TDI방식 영상 획득의 또 다른 장점은 암전류(dark current : X-선이 없을 때의 검출기의 출력)와 검출기 각 화소의 균등성 보정이 모두, 첫째 X선 없이 "영상"자료를 얻은 후 검출기에 일정한 X선 노출을 가한 후 측정된 4,096 검출기 행의 각각에 대한 하나의 이득율(gain factor)과 하나의 offset 보정값을 구한 후 그 값을 저장함으로써 만들어 질 수 있다는 것이다. 이것과 비교할 때 TDI 모드가 아닌 경우 같은 크기의 검출기에서 64배만큼(열의 숫자만큼) 많은 메모리가 보정에 필요할 것이다. 면적형 검출기에서 보정 요소는 영상의 각 pixel(행 × 열의 숫자만큼)에 대해 필요해 질 것이며, 그 결과 lookup table용으로 적어도 32 MB의 메모리가 요구된다.

디지털 시스템의 화면출력 콘트라스트는 쉽게 조정이 가능하기 때문에 현재 스크린-필름 유방조영술에 대해서 요구된 것보다 낮은 감쇠 콘트라스트를 갖는 영상을 얻는 것이 가능하다. 그런 시스템은 현재 유방조영술에서 사용되는 것보다 더 높은

X선관 전압에서 작동될 수 있으므로 X선관의 출력과 효율을 향상시킬 수 있으며 높은 에너지를 사용함에 따라 환자 흡수선량을 줄일 수 있고 또 주사시간을 짧게 할 수 있는 가능성이 있다. 사실 디지털 X-선 영상 시스템에서 사용하는 최대전압과 영상을 형성하기 위해 사용된 방사선량은 콘트라스트나 필름 감광 조건에 의해서 보다는 SNR에 대한 고려에 의해 엄격하게 정의되어야 한다.[Yaffe, 1993] 마지막으로 공간해상도는 영상을 화면출력하기 위해 사용한 화소(10 lp/mm을 산출하기 위한 50 μ m pixel)행렬에 의해 제한될 것이다. CCD의 현재 동적 범위는 5,000:1이며 유방에 전파된 X선의 노출범위보다 더 많은 12 bits 범위의 디지털화가 가능하다.

미래

스크린-필름 유방조영술에 대한 기술(즉, Kvp, filtration)은 대개 유방조영술의 수 십년 이상의 실행 과정에서 시행 착오로 얻어진 것이다. 디지털 시스템에서는 콘트라스트를 자유롭게 다룰 수 있고 따라서 최상의 스펙트럼은 필름의 경우와는 다를 수도 있다. 예를 들면, 주사형 슬롯 시스템을 통한 신호와 잡음 전달의 컴퓨터 모델에서, 유방으로의 단위 방사선 선량당 가장 높은 SNR은 현재 사용되고 있는 것보다 더 높은 에너지의 스펙트럼을 사용해야 얻어진다는 것이 밝혀졌다. [Fahrig, 1992] 이것은 디지털 유방조영술을 가장 잘 수행하는 방법을 결정하기 위해 더 많은 노력이 이루어져야 한다는 점에서 연구되어야 할 또 다른 분야이다. 미래형 디지털 유방 조영시스템은 슬롯 형태로 주사하는 방식이 유망해 보이며, 이 시스템의 핵심이 될 개발 중인 X-선 검출기의 특성을 요약하면 아래와 같다.

- (1) X선 검출 효율 : 15-30 KeV 영역에서 90%이상
- (2) 제한 공간 해상도 : 15 line pair/mm.
- (3) 콘트라스트 감도 : 스크린-필름의 2배 이상.
- (4) X선 사용효율(detective quantum efficiency, DQE): 70-80%. (@ f=0 lp/mm).
- (5) 방사선 조사선량 : 높은 DQE를 가지므로 스크린-필름 유방조영술에 비해 약 1/3로 감소.
- (6) 동적 범위 : 검출기에 입사되는 0.1-594 mR 조사선량 범위에 대해 선형적 반응.
- (7) 적절한 주사 시간 : 18 x 24 cm² 크기의 영상을 얻는 데 2-4초 소요.

결론

X선 스크린-필름 유방조영술은 현재 이용할 수 있는 어느 다른 비침습적(noninvasive)진단 기술보다 유방종양의 검출에 대해서 더 큰 감도(sensitivity)와 구체성(specificity)을 갖는다. 지난 10년 넘게, 유방조영술을 위해 사용된 방사선 사진 기술과 스크린-필름 영상 수용기(image receptor), 필름 처리, 유방조영술의 X선 설비에서는 많은 향상이 있었다. 그럼에도 불구하고, 여러 가지 기술적 요인들에 의해 유방조영술이 가장 미세하고 미묘한 세부구조를 화면출력하는 것과 환자에게 가장 효과적인 방사선 선량을 이용하여 영상을 생산해 내는 능력이 제한되어 있다. 디지털 형식으로 직접 유방 X선 사진을 얻을 수 있는 디지털 유방조영시스템은 이러한 한계점들을 효과적으로 극복할 수 있다. 디지털 유방조영술에 대한 새로운 관심이 디지털 유방조영술에 대한 연구 지지와 임상치료 수준에 관계된 기술들이 최근에 발표되고 있다.[Shtern, 1992] 본 연구를

위해 수집한 자료를 분석해 본 결론은, 미국을 비롯한 선진국에서는 향후 몇 년내로(2~3년) 상업용 full-size 디지털 유방조영시스템이 선보일 것으로 예상된다.

최근에 유방을 영상화하기 위한 대안적인 기술들을 개발하는 데도 많은 관심이 있어 왔다. 즉, CT, MRI, transillumination diaphanography, ultrasound, 그리고 thermography, digital subtraction angiography와 같은 새로운 기술들은 언젠가는 이들 옵션을 사용할 수 있는 선택을 제공하게 될 것이다.

참고 문헌

[Bunch, 1987] Bunch PC, Huff KE, Van Metter R.J., Opt. Soc. Am. 1987; 4: 902-909.

[Choi, 1994] Choi WY, Walker JK, Jing Z., SPIE 1994; 2163: 150-157.

[Fahrig, 1992] Fahrig R, Maidment ADA, Yaffe MJ., Proc SPIE. 1992; 1651: 74-83.

[Holdsworth, 1989] Holdsworth DW, Nishikawa RM, Mawdsley GE, Yaffe MJ, Fenster A., Proc SPIE 1989; 1090: 306-313.

[Hosoi, 1992] Hosoi Y, Satio H, Kojima Y, Arakawa S, Takahashi K., Proc SPIE 1992; 1651: 236-245.

[Johns, 1985] Johns PC, Yaffe MJ., Med Phys 1985; 12: 289-296.

[Johns, 1987] Johns PC, Yaff MJ., Phys Med Biol 1987; 32: 675-695.

[Kaiser, 1989] Kaiser WA, Zeitler E., Radiology 1989; 170: 681-686.

[Kato, 1991] Kato H., In: Seibert JA, Barnes GT, Gould RG, eds. Specification, acceptance testing and quality control of diagnostic x-ray imaging equipment. Proceedings of the 1991 summer school. American Association of Physicist in Medicine, Santa Cruz, Calif, July 15-19, 1991.

[Maidment, 1990] Maidment ADA, Yaffe MJ., Proc SPIE 1990; 1231: 316-326.

[Nelson, 1987] Nelson RS,Barbaric Z, Bassett LW, Zach R., Proc SPIE 1987; 767: 102-108.

[Nishikawa, 1985] Nishikawa RM, Ydffe MJ., Med Phys 1985;12:32-39.

[Nishikawa, 1987] Nishikawa RM, Mawdsley GE, Fenster A, Yaffe MJ., Med Phys 1987; 14: 717-727

[Nishikawa, 1990] Nishikawa RM, Yaffe MJ., Med Phys 1990; 17: 887-893

[Roehrig, 1991] Roehrig H, Hunter TB, Fajardo L., IEEE Computer Society Press 1991; 49-54.

[Rougeot, 1993] Rougeot H., In: Hendee WR, Trueblood JH, eds. Digital Imaging. Madision, Wis: Medical Physics Publishing, 1993; 49-96.

[Rowlands, 1991] Rowlands JA, Hunter DM, Araj N., Med Phys 1991; 18: 421-431.

[Shtern, 1992] Shtern F., Radiology 1992; 183: 629-630.

[Sonoda, 1983] Sonoda M., Radiology 1983; 148: 833-838

[Street, 1991] Street RA. "Hydrogenated amorphous silicon," Cambridge Univ. Press, Cambridge: 1991; 391.