Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society
Vol. 12, No. 10 pp. 4578-4589, 2011

http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.10.4578

디지털 유방X-선촬영기의 구현

노영섭[1], 여세연[2], 이재준[3], 손석원[4*]
[1]서울벤처정보대학원대학교 유시티 · 융합기술경영전공, [2]메디퓨처(주) QM팀,
[3]메디퓨처(주) 연구소 영상기술, [4]호서대학교 벤처전문대학원

Implementation of a Full Field Digital Mammography

Young-Sup Roh[1*], Se-Yeon Yeo[2], Jae-Jun Lee[3] and Surgwon Sohn[4*]
[1]**Department of u-City and Convergence Technologies, Seoul University of Venture and Information,**
[2]**Quality Control Team, Medi-Future, Inc.,**
[3]**Image Technology of R&D Center, Medi-Future, Inc.,**
[4]**Graduate School of Venture, Hoseo University**

요 약 최근 디지털 유방촬영술 분야에서 영상의 획득장치, 표시장치, 저장장치는 각각 별도의 분야로 발전하고 있다. 영상획득장치는 유방을 통과한 X-선을 흡수 포착하여 영상으로 저장하는 장치인데, 이를 이용하여 촬영된 영상은 여러 가지의 영상처리기술을 이용하여 진단이 가능하기 때문에 조기에 병변을 발견할 수 있다. 본 논문에서는 지금까지의 디지털 유방촬영술의 기술에 대하여 알아보고 구현된 디지털 유방X-선촬영기의 성능을 분석한다.

Abstract The technologies of image acquisition, display, and storage of the breast have been developed in their specialized fields in recent years. The image acquisition system is a device that absorbs and stores images after examining breast tissue using X-ray. Due to the specificity and sensitivity of imaging, the early detection of breast cancer is feasible. In this paper, the current technologies for digital mammography are reviewed, and we propose a digital mammography and evaluate the performance of the implemented system.

Key Words : Full Field Digital Mammography, Digital Mammography, Mammogram, X-ray, Breast cancer

1. 서론

유방X-선촬영술은 유방초음파와 자기공명영상 기술의 발전에도 불구하고 다양한 영상처리기술을 적용하여 고해상도의 영상으로 유방암의 주요 요소인 미세석회화를 발견하는데 있어 가장 우수하여 여성의 유방암을 조기 발견하는데 중요한 검사기술로 사용되고 있다. 그러나 현재 많이 사용되고 있는 스크린-필름 유방X-선촬영술은 필름이 영상의 획득과 저장매개물로 사용되는데, 필름은 별도의 보관 장소를 필요로 하며 영상을 원격지로 보내는 데 있어 시간과 노력이 필요하게 된다. 반면 근자에 들어 보급되기 시작하고 있는 디지털 유방X-선촬영술은 영상의 획득, 영상의 표시, 및 영상의 처리를 분리하여 각각 별도의 장치에서 행함으로써 스크린-필름 유방X-선촬영술의 한계를 극복하게 되었다. 이러한 디지털 유방X-선촬영술의 장점은 영상획득장치에서 획득된 영상을 영상저장장치에 보관하고 언제든지 영상표시장치에 표시할 수 있고, 영상표시장치에 영상을 표시할 때 적절한 영상처리를 함으로써 병변을 쉽게 판단할 수 있도록 할 수 있으며, 저장된 영상이 디지털 정보이므로 인터넷 등을 통하여 영상을 원격으로 보낼 수 있어 원격진료가 가능하고, 촬영 후 영상을 즉시 확인할 수 있기 때문에 수술 전 위치결정술에 적용이 가능하며, 스크린-필름 유방X-선촬영술과 비교하여 적은 양의 X-선을 사용하고도 향상된 품질의 영상을 얻을 수 있다는 것이다. 이중에서 가장 큰 장점으로 볼 수 있는 것은 표 1에서 볼 수 있듯이 영상처

*교신저자 : 손석원(sohn@hoseo.edu)
접수일 11년 07월 04일 수정일 (1차 11년 09월 22일, 2차 11년 10월 04일) 게재확정일 11년 10월 06일

리기술을 이용하여 영상의 가독성을 향상 시킬 수 있고, 특정 부위를 강조 및 확대하여 볼 수 있다는 것이다[1].

디지털 유방촬영기의 개발에서 핵심기술은 압박된 유방에 조사되는 X-선의 양을 효율적으로 제어하여 불필요한 X-선 조사를 막고 가장 큰 명암과 대조도를 갖도록 제어하는 것과, 유방을 통과한 방사선을 디지털 정보로 바꾸는 영상획득장치와, 획득된 영상을 영상처리 기술을 이용하여 적절히 가공하는 영상처리기술로 나눌 수 있다.

디지털 유방X-선촬영기는 영상획득장치로 디지털 검출기를 사용하게 되는데, 이러한 디지털 검출기는 간접방식 디지털 검출기와 직접방식 디지털 검출기로 구분된다. 간접방식의 디지털 검출기의 동작 원리는 스크린-필름과 비슷한 것으로, 촬영하고자 하는 유방을 통과한 X-선이 검출기 내에 있는 형광물질을 자극하여 빛을 발생시키는데, 이 빛은 사방으로 퍼져 산란되고, 그 빛 중 일부가 디지털 검출기에 전달되어 전기적인 신호로 변환되게 된다. 따라서 간접방식의 디지털 검출기는 형광물질에서 발생된 빛이 사방으로 퍼져 인접영역에 잡음으로 작용하게 되므로 영상의 선예도를 떨어지게 하고, DQE (Detective Quantum Efficiency)가 낮게 된다. 반면 직접방식의 디지털 검출기는 유방을 통과한 X-선을 비정질-셀레니움(Amorphous-Selenium)이라는 물질을 통하여 직접 전기적인 신호로 변환하므로 간접방식에서와 같이 형광물질에서 발생된 빛이 인접영역에 잡음으로 작용하지 않으므로 효율이 높아 X-선 양을 줄일 수 있을 뿐만 아니라 높은 DQE를 얻을 수 있게 된다.

유방촬영기에 쓰이는 검출기의 성능은 공간 분해능을 표현하는 MTF와 신호대 잡음비, 대조도 및 노출효율의 성능을 표현하는 DQE로 측정된다. 검출기들의 MTF 성능은 직접방식의 디지털 변환기가 가장 우수하며, 그 다음으로 스크린 필름이, 그리고 간접방식의 디지털 검출기가 가장 낮은 성능을 보여준다. 또한 DQE 성능은 MTF와 같이 직접방식의 디지털 검출기가 가장 우수하고, 간접방식의 디지털 검출기가 그 다음으로 우수하며, 스크린-필름 검출기가 가장 성능이 낮다[2-3].

본 논문에서는 전역 디지털 유방X-선촬영기 (FFDM, Full Field Digital Mammography)에 있어 핵심기술로 사용되고 있는 요소 기술들을 살펴보고, 아직까지 국내에서 개발되지 않은 디지털 유방X-선촬영기를 구현해 보고자 한다. 구현하고자 하는 디지털 유방X-선촬영기는 직접방식의 디지털 검출기와 디지털 제어가 가능한 고전압 발생기, 텅스텐 애노우드 (anode)를 사용하는 X-선관, 전체 시스템을 관장하고 영상처리 알고리즘의 구동을 위한 컴퓨터, 각 부분을 제어하기 위한 제어용 컴퓨터들을 사용하고, 유방을 압박하기 위한 압박장치와 그리드를 제어하기 위한 그리드 시스템, 상하 승강장치, C-ARM의 회전장치, 촬영된 영상의 가독성을 높이기 위한 영상처리 알고리즘 등을 개발하여 시스템을 통합하고, 그 성능을 측정하여 국내에 판매되고 있는 제품들과 비교하여 그 성능을 평가해 보겠다.

[표 1] 스크린-필름과 디지털 유방촬영술의 비교[4]
[Table 1] Comparison of screen-film and digital mammography systems[4]

구 분	스크린-필름 유방촬영술	디지털 유방촬영술
공간 해상도 (line pair/mm)	15-20	5-12
대조도	제한적	조절가능
피부 가시성	제한적	우수
동적 영역	좋음	우수
민감도	높음	낮음
영상 저장 및 전송	가능, 디지털로 변환하면	가능
CAD(Computer-Aided Detection)	가능, 디지털로 변환하면	가능
유방 이식에 대한 검사	제한적	우수
니들(needle)에 대한 안내	좋음, 필름 프로세싱을 하면	우수

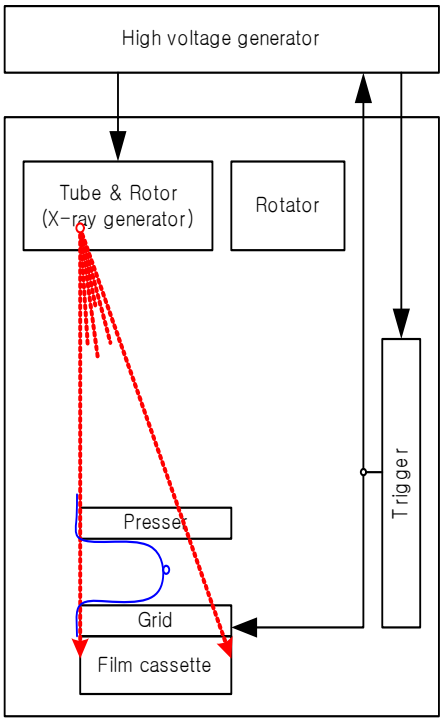
2. 유방X-선촬영기

2.1 스크린-필름 유방X-선촬영기

스크린-필름 유방X-선촬영기는 그림 1와 같은 구조로 고전압을 X-선 발생기에 공급하기 위한 고전압발생기, 고전압을 받아 X-선을 발생시키는 X-선 방전관(tube)과 회전자(rotor), 촬영 각도를 결정할 수 있도록 방전관의 회전을 제어하는 회전자(Gantry), 여성의 유방을 압박하기 위한 유방 압박 장치, 산란된 X-선을 제거하여 주는 산란선 제거용 그리드(grid), X-선을 기록하기 위한 필름을 담고 있는 필름 카세트, 그리고 전체 유방촬영기를 제어하는 제어장치로 구성되어 있다.

방전관에서 발생된 X-선은 유방 압박 장치를 지나 유방을 통과하게 되는데 유방을 통과하면서 X-선이 산란을 일으키게 된다. 이 산란된 X-선은 필름에 맺힌 X-선의 상을 흐리게 만드는 주요 원인으로 작용하게 된다. 따라서 그리드를 사용하여 산란된 X-선을 제거하고 산란되지 않은 X-선만 필름에 도달할 수 있도록 해 주어야 한다.

유방X-선촬영기를 제어하는 제어장치는 고전압 발생기의 출력전압과 전류를 제어하고, 또한 산란선을 제거하는 그리드를 제어한다.

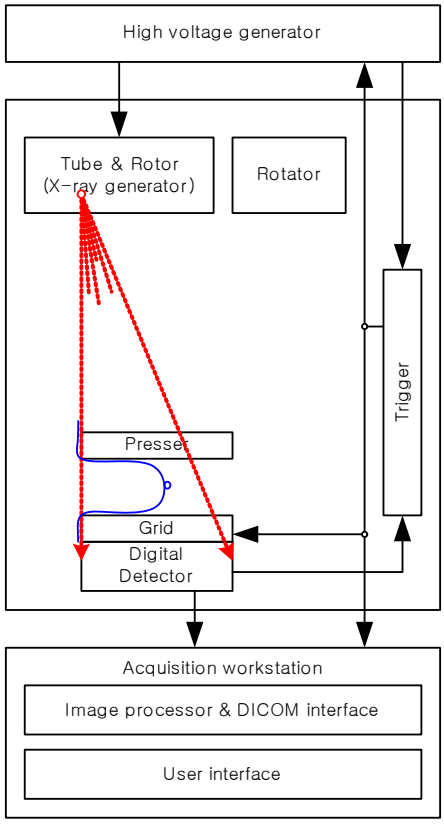


[그림 1] 스크린-필름 유방X-선촬영기의 개념도
[Fig. 1] Conceptual diagram of screen-film mammography system

2.2 디지털 유방X-선촬영기

디지털 유방X-선촬영기는 개념적으로 기존의 스크린-필름 유방X-선촬영기에서 사용되던 영상 획득용 필름을 디지털 신호로 검출 할 수 있는 디지털 검출기로 바꾼 것이다. 즉 그림 2와 같이 필름 카세트가 있던 자리에 디지털 검출기를 배치하고, 이 디지털 검출기를 구동하기 위한 전원 공급기와 제어회로, 영상을 컴퓨터로 전송하여 주는 영상전송장치, 검출기로부터 획득된 영상을 화면에 보여주고 외부 저장장치로 전송시켜 주는 컴퓨터, 그리고 전체 유방X-선촬영기를 제어해 주는 제어장치를 추가하여 디지털 유방X-선촬영기를 구성하게 된다.

일반적으로 디지털 검출기의 크기는 18 x 24 cm 또는 24 x 32cm의 것을 많이 사용하는데 우리나라에서는 18 x 24cm의 것을 선호한다. 표 2에서 볼 수 있듯이 디지털 검출기의 영상은 (2000~4000) x (3000~6000)의 화소를 갖으며 각 화소당 약 10~14비트의 데이터을 사용한다. 따라서 디지털 유방X-선촬영기에서 한 장의 영상을 촬영하면 10MB ~ 30MB의 데이터를 영상 획득용 컴퓨터에 전송하여야 한다.



[그림 2] 디지털 유방X-선촬영기의 개념도
[Fig. 2] Conceptual diagram of digital mam mography system

또한 X-선을 발생하기 위한 고전압 발생기와 산란된 X-선을 제거하기 위한 그리드, 그리고 디지털 검출기는 정확히 동기가 맞도록 제어해야 좋은 영상을 얻을 수 있으며, 촬영시 X-선의 양도 세밀하게 제어하여야 불필요한 X-선의 피폭을 막을 수 있다.

유방X-선촬영기에서 디지털 검출기의 장점은 다음과 같다[2].

.적은 양의 X-선 노출
.영상의 품질 향상
.컴퓨터를 이용한 진단
.컴퓨터를 이용한 영상 데이터의 관리
.토모신세시스(tomosynthesis)와 같은 3차원 영상 기술의 적용.

3. 유방X-선촬영기의 요소기술

3.1 X-선 검출기

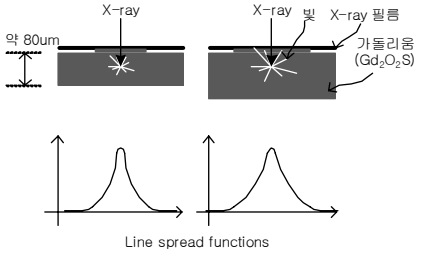
3.1.1 스크린-필름 검출기

보통의 스크린-필름 검출기의 필름은 그림 3과 같은 구조로 되어 있다. 유방을 통과한 X-선은 맨 위에 있는 필름을 통과하여 가돌리움 (Gd2O2S, gadolinium oxysulfide)에 흡수되며 빛을 낸다. 이 빛은 사방으로 퍼지게 되는 데 퍼진 빛 중에서 필름에 닿는 빛이 필름을 감광시킨다.

필름의 두께는 가돌리움 층의 두께에 따라 좌우되는데, 가돌리움 층의 두께가 두꺼워지면 X-선에 의해 산란되는 빛의 양이 증가하게 되므로 필름에 도달하는 빛이 많아져 빨리 감광되나, 그림 3의 확산함수 특성에서와 같이 확산되는 많은 빛은 인접한 위치에도 도달하게 되므로 영상이 흐려지게 된다. 반면 필름의 두께가 얇아지면 흡수되는 X-선에 의해 발광되는 빛의 양이 적어지게 되어 감광되는 속도가 늦어지게 되나, 발광되는 빛의 양이 작아 좁은 영역에 영향을 미치므로 선명한 영상을 얻을 수 있다. 따라서 필름의 두께에 따라 감광속도와 해상도는 서로 상반관계를 가지므로 사용 목적에 따라 최적화된 두께의 필름을 사용하여야 한다.

또한 가돌리움 층에 흡수되는 X-선의 분포는 투과된 쪽에서 멀어질수록 급격히 감소하게 되는 특성을 갖는다. 따라서 X-선의 감광용 필름은 가돌리움 층의 표면에 배치되어야 한다.

X-선의 감광에 사용되는 스크린-필름은 아직까지 많이 사용되고 있지만, 스크린-필름이 X-선의 양에 따른 감도가 선형적이지 않고, 필름을 이루는 알갱이가 균일하지 않으며, 후처리에 시간이 필요하고, 필름을 보관할 장소가 필요하다는 점이 단점이다.

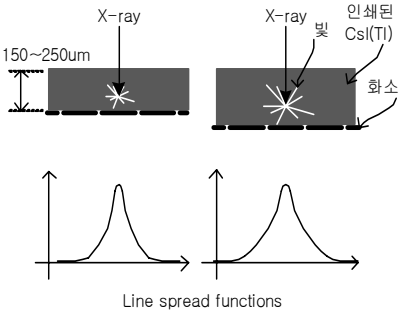


[그림 3] 스크린 필름의 구조와 확산함수
[Fig. 3] Structure and line spread function of scre en-film

3.1.2 간접변환 디지털 검출기

간접방식의 디지털 검출기는 초기에 주로 사용되었으며 그림 4와 같은 구조로 이루어져 있는데 X-선을 디지털 신호로 검출하는 과정이 두 단계를 거쳐 이루어지기 때문에 간접방식이라고 한다. 첫 번째 단계에서는 CsI(Tl) (Cesium iodide doped with thallium)에서 X-선 에너지를 흡수하여 빛으로 변환한 다음, 두 번째 단계에서 빛을 TFT (Thin Film Transistor) 유리기판을 이용하여 전기적인 신호로 변환한다.

또한 스크린-필름 검출기와 마찬가지로 X-선의 흡수에 의하여 방사되는 빛의 양을 검출하기 때문에 획득된 영상의 품질은 스크린-필름 검출기와 유사한 특징을 갖는다. 즉 그림 4에서 보면 알 수 있듯이 인쇄된 CsI(Tl)의 두께가 두꺼워지면 X-선에 의한 빛이 더 많이 퍼지므로 빛의 양에 따라 TFT 화소에 더 많은 전기 신호를 공급하여 빠르게 신호가 검출되는 데 반하여, 넓게 퍼지는 빛은 인접한 화소에서도 검출되기 때문에 선예도가 떨어지게 된다. 따라서 스크린-필름 검출기와 같이 인쇄된 CsI(Tl)의 두께에 따라 간접방식의 디지털 검출기의 성능이 다르게 된다. 통상적인 CsI(Tl)의 두께는 150 ~ 250 um의 범위를 갖는다.

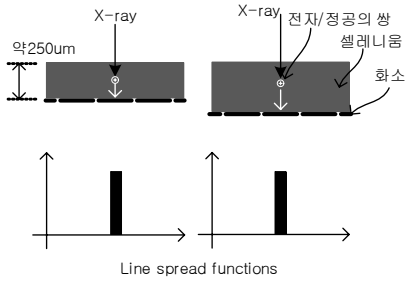


[그림 4] 간접변환 디지털 검출기의 구조 및 확산함수
[Fig. 4] Structure and line spread function of indirect conversion digital detector

3.1.3 직접변환 디지털 검출기

직접변환 디지털 검출기는 간접변환 디지털 검출기가 갖는 빛의 퍼짐에 의한 해상도의 저하를 막을 수 있는 기술로, 목적물을 지나 입사되는 X-선에 의하여 비결정 셀레니움(a-Se)에서 직접 전기적인 신호를 만들어 검출한다. 즉 X-선에 의하여 발생되는 전자/정공의 쌍은 인가된 전계에 의하여 화소를 검출하는 전극으로 직선 운동을 하기 때문에 인접한 화소에 영향을 미치지 않는다. 그림 5에서 보면 알 수 있듯이 확산함수(line spread function)도 스크린-필름 검출기와 간접방식의 디지털 검출기와 같이 완만한 경사를 갖지 않고 날카로운 직선의 특성을 갖는다. 또한 중간 매개체를 사용하지 않기 때문에 목적

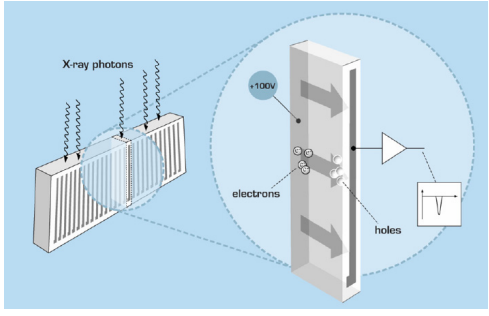
물을 지나 검출기에 입사되는 X-선이 전기 신호로 변환되는 효율도 95 퍼센트 정도로 가장 좋다[2]. 직접변환 디지털 검출기의 비결정 셀레니움의 두께는 약 250um 정도 된다.



[그림 5] 직접변환 디지털 검출기의 구조 및 확산함수
[Fig. 5] Structure and line spread function of direct conversion digital detector

3.1.4 광자계수형 디지털 검출기

광자계수형 디지털 검출기는 그림 6에서 보면 목적물을 지나 검출기에 입사되는 X-선의 광자에 따라 오른쪽 출력측에 나타나는 펄스를 계수하는 것이다.



[그림 6] 광자계수형 디지털 검출기의 구조
[Fig. 6] Structure of photon counting digital detector

이상에서 X-선 검출기로 사용되는 기술들의 특징을 간단히 살펴보았다. 표 2에 현재 사용되고 있는 디지털 유방촬영기의 대표적인 특성들을 정리하였다. 표 2에서 보면 검출기의 공간 해상도를 결정하는 화소의 크기는 50 ~ 100 um정도의 크기를 갖는 것을 알 수 있는데, 이는 유방촬영술에서 검출하고자 하는 미세석회화조직의 크기가 보통 100 um에서 200 um 정도의 크기를 갖기 때문이다. 즉 검출기는 최소한 100 ~ 200 um의 크기를 갖는 미세석회화조직을 구분할 수 있어야 한다.

[표 2] 디지털 검출기들의 주요 규격
[Table 2] Basic parameters of digital detectors

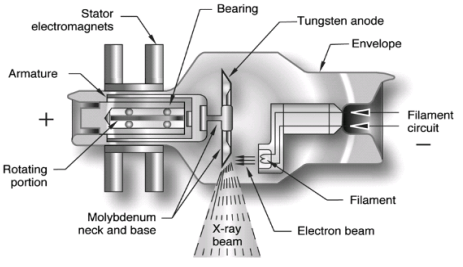
Manu-facturer	Pixel size (um)	Matrix (x1000)	Bit depth	Technology
GE Medical systems	100	1.9x2.3	14	CsI / Amorphous silicon
Fischer Medical Imaging	50	4.0x5.6	12	CsI and CCD
Fuji Medical Systems	50	4.7x6.0	10 (log)	Photostimulable phosphor
Lorad/ Hologic	70	3.0x4.0	14	Amorphous selenium
Medi-Future	85	2.8x3.6	13	Amorphous selenium

3.2 고전압 발생기

고전압 발생기는 X-선관에서 X-선을 발생시킬 수 있도록 에너지를 공급하여 주는 역할을 하는 것으로 그 안정성이 가장 중요하다. 특히 X-선관에서 발생되는 X-선의 안정도는 고전압 발생기의 안정성과 직결되기 때문이다. 또한 X-선관에서 발생되는 X-선의 양은 X-선관의 필라멘트 온도와 가해진 에너지에 따라 X-선의 양이 달라지므로 고전압 발생기의 에너지를 제어함으로써 X-선의 양을 제어해야 한다.

3.3 X-선관

고전압 발생기에서 발생된 고전압은 X-선관에 인가되어 에너지가 X-선으로 변환되게 된다. 통상 유방의 촬영에는 22kVp ~ 39kVp의 범위의 전압과 10 ~100mA의 전류를 사용하여 1 ~ 630mAs의 에너지를 X-선관에 인가하게 된다. 이렇게 인가된 에너지는 필라멘트에서 전자로 방출되고 회전하는 몰리브덴등의 목표물에 부딪혀 X-선이 발생되게 된다. 유방X-선촬영기에서 사용되는 X-선관은 필라멘트의 크기에 따라 X-선의 초점 크기가 결정되는데 작은 초점(0.1mm)은 확대촬영에 사용하고 큰 초점(0.3mm)은 일반유방 촬영에 사용된다.



[그림 7] X-선관의 구조
[Fig. 7] Structure of X-ray tube

3.4 그리드(grid)

유방을 통과한 X-선은 직진하는 X-선과 콤프톤 효과(Compton Effect)로 발생되는 산란된 X-선으로 구성되는데, 직진하는 X-선은 유방실질을 그대로 표현하고 있지만 산란된 X-선은 획득되는 영상에 안개(Fog)효과를 발생시켜 품질을 떨어뜨리데 된다. 따라서 산란된 X-선을 제거하여야 하는데 이때 사용되는 것이 그리드이다. 그리드는 X-선을 통과 시키는 물질과 X-선을 흡수하는 물질로 격자를 형성시켜 만든다.

그림 2에서 보면 알겠지만 그리드는 유방과 영상을 검출하는 검출기 사이에 배치되는 데 격자로 이루어진 그리드를 움직이지 않는 상태로 영상을 획득하면 그리드에 있는 X-선을 흡수하는 격자가 그대로 영상에 나타나게 된다. 따라서 그리드는 X-선이 발생되고 검출기에서 영상을 획득 할 때 적절하게 움직여 주어야 그리드에 의한 영상의 간섭을 없앨 수 있으며, 산란된 X-선을 제거할 수 있다[5].

3.5 유방X-선촬영기

유방X-선촬영기는 성인 여성의 유방에 존재 할 수 있는 섬유선종, 미세석회, 종양등의 유무를 파악하기 위하여 사용되는 X-선 진단기기이다. 일반 촬영용 X-선 기기에 사용되는 방사선은 40~150kVp의 에너지를 갖는 X-선으로 투과율이 높다. 반면 신체중 유방 부위는 밀도가 낮기 때문에 투과가 잘 되지 않는 낮은 에너지 대역(28kVp)의 X-선을 사용해야 영상의 대조도를 표현할 수 있다. 그리고 뼈를 촬영하는 가슴X-선촬영기에서의 1회 촬영에 대한 피폭량은 0.02mGy이나 유방X-선촬영기에서의 피폭량은 4.5cm로 압박하였을 경우 약 1.2mGy로 가슴 촬영에 비하여 60배 정도 높은 양이다[6]. 통상 유방X-선촬영은 양쪽 가슴에 대하여 상하위촬영(CC, Cranio-caudal), 내외사위촬영(MLO, Mediolateral oblique)를 촬영하여 총 4장의 영상을 얻어 검진하게 된다.

4. 디지털 유방X-선촬영기의 개발

4.1 구현된 유방X-선촬영기의 구성

구현된 디지털 유방X-선촬영기의 모습은 그림 8과 그림 9와 같이 X-선 촬영이 이루어지는 유방X-선촬영기 본체, 본체의 제어와 촬영된 영상을 획득하고 보여주는 영상획득장치, 및 X-선 발생시 전력을 공급해주는 고전압 발생기로 이루어져 있다.

본체에는 고전압 발생기에서 공급되는 X-선 발생용 전원을 공급받아 X-선을 발생하는 X-선관 및 회전자, X-선의 조사 영역을 제한해 주는 콜리메이터(collimator), 유방을 압박해 주는 압박장치, 산란된 X-선을 제거해 주는 그리드 장치, X-선을 영상정보로 바꾸어 주는 디지털 검출기, 그리고 C-ARM과 회전장치가 있다. 물론 본체에는 이러한 장치들에 전원을 공급해주는 전원공급장치와 제어용 컴퓨터가 내장되게 된다.

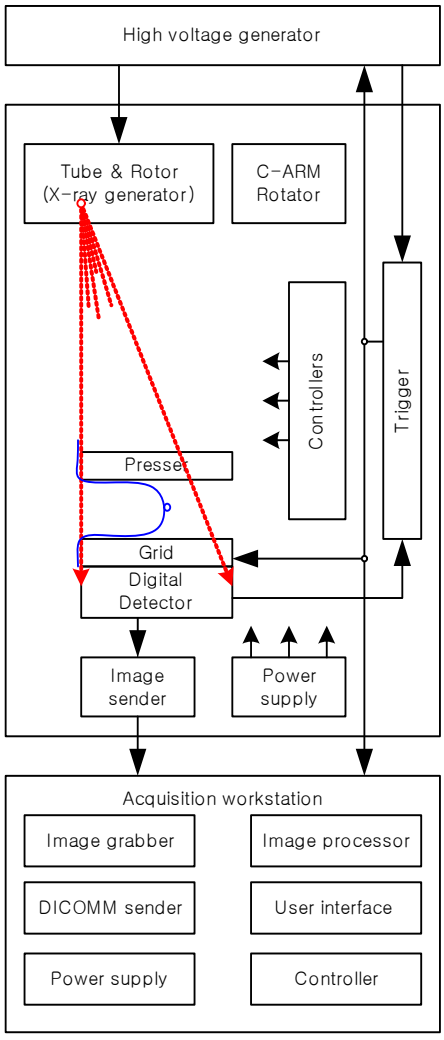
영상획득장치에는 전체 시스템의 전원을 제어하는 전원제어장치, 전체 시스템의 동기를 맞추어 주는 제어용 컴퓨터, 그리고 영상의 획득과 표시 및 사용자 인터페이스(user interface)가 있다. 영상의 획득과 표시 장치에서는 디지털 검출기에서 검출된 영상신호를 받아서 적절한 영상처리를 거쳐 진단에 가장 이상적인 영상을 만들어 표시장치에 표시하고, DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 규격에 맞도록 여러 가지 처리를 한 후 영상저장장치에 전송하도록 되어 있다.

고전압 발생기는 영상획득장치의 제어를 받아서 X-선관에서 필요한 고전압의 에너지를 발생시켜 X-선관에 공급해주는 장치이다.

[그림 8] 구현된 디지털 유방X-선촬영기
[Fig. 8] Implemented digital mammography

4.2 구현된 촬영기의 구현

구현된 디지털 유방X-선촬영기의 구성은 그림 9와 같다. 디지털 유방X-선촬영기 내부에는 곳곳에 컴퓨터가 내장되어 있으며, 각각의 컴퓨터는 독립된 판단 능력을 갖도록 설계되어, 제어하고 있는 장치들을 효율적으로 제어하도록 되어 있다. 또한 디지털 검출기를 제어하는 독립된 컴퓨터를 내장시켜 디지털 검출기의 성능을 최대화 시켰다. 또한 고전압 발생기, X-선관과 회전자, 유방 압박장치, 그리드, 디지털 검출기, 그리고 영상획득용 컴퓨터는 서로 동기를 맞추어 동작될 수 있도록 구성하였다.



[그림 9] 구현된 디지털 유방X-선촬영기의 구성도
[Fig. 9] Block diagram of implemented digital mam og raphy

4.2.1 고전압 발생기

고전압 발생기의 경우 기존 시스템에서는 관전압(kVp)과 관전류(mA)를 설정하고 촬영하지만 시간(s)는 설정하지 않았다. 따라서 필요한 X-선의 양을 검출하기 위하여 X-선 누적 검출기를 사용하고, X-선 누적 검출기의 출력을 이용하여 X-선을 차단하였다. 하지만 본 연구에서는 고전압 발생기를 관전압(kVp)과 관전류(mA), 시간(s)를 설정할 수 있도록 설계하여 제어의 유연성을 갖도록 하였다. 고전압 발생기의 이러한 개선은 전체 시스템에서 자동노출제어(Automatic Exposure Control) 시스템을 적용할 수 있게 해 주었다.

4.2.2 그리드(grid) 시스템

유방에서 산란된 X-선을 제어하기 위한 그리드 시스템은 격자로 구성되어 있기 때문에 X-선의 방출과 동기를 맞추어 그리드 간격(pitch) 대비 충분히움직여 주어야 영상에 그리드의 격막(septum)이 나오는 것을 막을 수 있다. 본 연구에서는 그리드의 제어에 제어용 컴퓨터를 배치하여 그리드의 이동에 대한 제어와 전체 시스템에서의 동기를 맞출 수 있도록 하였다.

4.2.3 압박부

디지털 유방X-선촬영기에서 압박부는 유방을 촬영해야 하는 여성들에게 있어 직접 접촉하는 부분이다. 이 압박부는 MQSA (Mammography Quality Standards Act and Program)의 규정에 의거하여 유방을 최대 20kG의 압력까지 누를 수 있도록 설계 되어야 한다. 압박부의 압박력과 영상의 단위 면적당 정보량과는 반비례 관계에 있기 때문에 판독의들은 가능하면 유방을 많이 누르려고 하게 되는데, 이 때 환자들은 참기 힘든 고통에 시달리게 된다. 따라서 압박부의 설계에는 환자의 고통을 경감시킬 수 있도록 설계되어야 한다. 본 연구에서는 압박부에 독립적인 제어부를 구성하고 여성의 고통을 최소화할 수 있도록 압박 속도를 제어할 수 있는 알고리즘을 탑재 하였다. 20kG의 압력으로 유방을 누를 경우 환자의 고통을 완전히 피할 수 있도록 할 수는 없겠지만 똑같은 통증에서도 환자가 고통을 덜 느낄 수 있도록 하는 연구는 지속적으로 이루어져야 한다.

4.2.4 자동노출제어(AEC)

구현된 디지털 유방X-선촬영기는 촬영방식에 있어 수동촬영과 반자동촬영, 자동촬영을 지원한다. 수동촬영의 경우 관전압(kVp)과 관전류(mA), 노출시간(s)을 촬영자가 직접 결정하는 방식이다. 반면에 자동노출제어(AEC)를 지원하는 자동촬영은 촬영에 필요한 3가지 요소를 촬영하는 중간에 자동으로 결정하여 X-선을 방출 시켜야 한다. 이를 위하여 본 연구에서는 촬영이 시작되면 아주 적은 양의 X-선으로 압박된 유방을 촬영하여 투과된 X-선의 양과 유방의 밀도를 측정하고, 압박부에서 압박된 유방의 두께 정보를 얻어 최종 X-선의 양을 결정하도록 하였다.

4.2.5 영상전송 시스템

디지털 검출기에서 검출된 영상은 약 1000만 (2816 x 3584)개의 화소를 갖고, 각 화소마다 13 비트의 데이터를 갖는다. 따라서 촬영된 영상은 데이터는 약 1.31억 비트가 된다. 이 영상 데이터는 촬영과 동시에 X-선을 검출한

TFT에서 양자화 되어 만들어지게 된다.

양자화 된 영상은 전송로를 거쳐 영상처리가 가능한 컴퓨터로 전송되고, 전송된 영상은 디지털 검출기의 특성을 적용하는 보정 후, 영상의 가독성을 높이기 위한 영상처리를 하게 된다. 그런데, 방사선사는 다음 촬영을 하기 위하여 현재 촬영된 영상이 정상인지를 판단하여야 하기 때문에, 디지털 유방X-선촬영기에서는 영상 획득 후 가능한 짧은 시간 안에 최종 영상을 방사선사에게 보여 줄 수 있어야 한다.

따라서 X-선 영상을 획득하는 디지털 검출기와 영상처리를 위한 컴퓨터 시스템간의 데이터 전송을 신속하고도 오류 없이 전송되어야 한다. 만약 전송에 오류가 생긴다면 해당 영상은 진단의 정확성을 기하기 위하여 버려져야 한다.

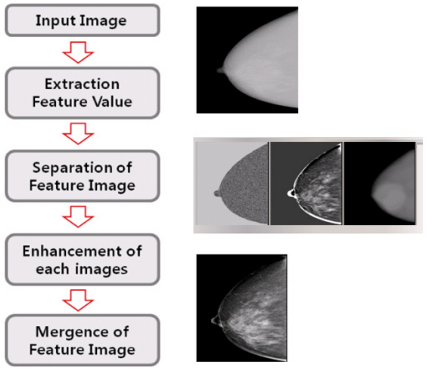
본 연구에서는 고속의 영상 전송을 위하여 차동신호를 이용하여 오류를 최소화하였다.

4.2.6 PACS 클라이언트

구현된 디지털 유방X-선촬영기는 영상을 획득하는 장치로 의료용 영상과 그 정보를 전송하기 위한 DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)을 지원해야 하고, PACS (Picture Archiving and Communication System)에 접속하여 영상을 전송하여 촬영된 영상이 보관되도록 하여야 한다. 이를 위하여 PACS 클라이언트(client)를 구현하였다.

4.2.7 영상처리 기술

구현된 디지털 유방X-선촬영기는 디지털 검출기에서 검출한 디지털 영상을 영상처리를 통하여 가독성을 높이고 있다. 그림 10은 본 논문에서 사용한 영상처리 기법의 흐름도이다.



[그림 10] 구현된 디지털 유방X-선촬영기의 영상처리 흐름도
[Fig. 10] Flow chart of implemented digital mammography

먼저 디지털 검출기에서 획득된 영상을 받으면 영상의 밝기 값의 분포에 따라 유방의 실질과 배경을 구분하고, 영상의 공간주파수별 밝기를 분리한다. 분리된 영상에 대하여 각각 영상처리를 통하여 영상의 동적영역(Dynamic Range)을 조정하고, 선예도와 대조도등이 향상될 수 있도록 강화한 후, 각각의 영상을 다시 한 장의 영상으로 합쳐 최종영상을 만들어 내도록 구성하였다.

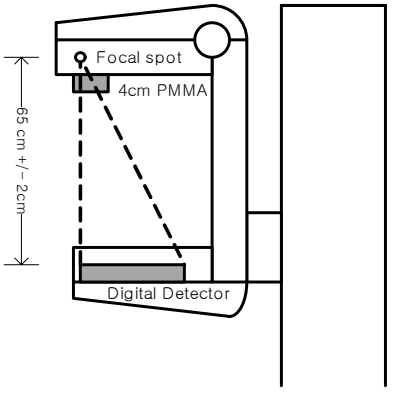
4.2.8 사용자 접속 (user interface) 프로그램

구현된 디지털 유방X-선촬영기는 사용자 접속 프로그램을 통하여 촬영을 진행하는 사용자인 방사선사가 사용하게 된다. 사용자 접속 프로그램은 사용자의 요구를 받아 유방X-선촬영기를 제어해야 하며, 촬영된 영상을 환자 목록에 따라 분류 및 PACS에 전송하여 저장되도록 하여야 한다. 본 연구의 유방X-선촬영기의 사용자 접속 프로그램을 위하여 몇 차례 방사선사들을 통한 설문을 진행하여 사용자 편리성을 높였다.

5. 성능평가

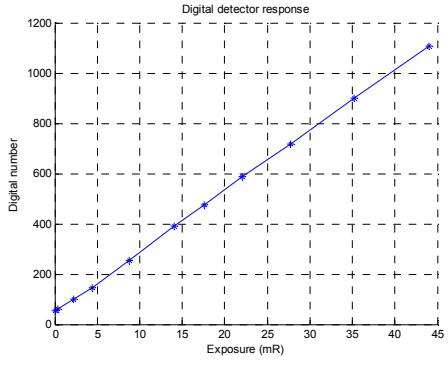
5.1 선형성 (Linearity)

디지털 검출기 응답의 선형성은 영상에 적용되는 일반적인 이득과 오프셋(offset)을 보정할 때 이상적인 선형성과의 차이가 영상의 잡음으로 작용하게 되므로 중요하다. 그림 11은 본 연구에서 사용한 디지털X-선유방촬영기의 선형성을 측정하는 방법을 보여주고 있다. 이 방법은 DQE의 측정에도 사용된다.



[그림 11] 디지털 유방X-선촬영기의 성능 측정 방법의 구성
[Fig. 11] Geometry used to characterize the mammography system

선형성의 측정에는 텅스텐(W) 에노우드(anode)을 사용한 X-선관에 28kVp의 관전압과 로듐(Rh) 필터(filter)를 사용하여 관전류(mAs)를 변화시켜 측정하였으며, 그 결과는 그림 12에서 볼 수 있듯이 0 ~ 45(mR) 구간에서 선형임을 알 수 있다.

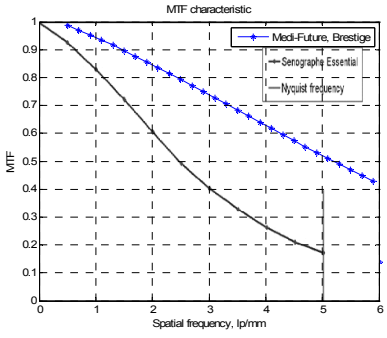


[그림 12] 구현된 디지털 유방X-선촬영기의 선형응답성 (28kVp, W/Rh).

[Fig. 12] Linearity response of implemented digital mam mgraphy(28kVp, W/Rh).

5.2 MTF (Modulation Transfer Function)

본 연구의 제품에서 사용한 디지털 X-선검출기의 화소 크기(pixel size)는 85umm이므로 나이퀘스트 주파수(Nyquest frequency)는 5.88 lp/mm이다[8]. 그림 13는 본 연구의 MTF와 기존 제품의 MTF 곡선을 보여주고 있다[9]. 기존 제품은 간접방식의 디지털 검출기를 사용한 시스템이기 때문에 직접방식의 디지털 검출기를 사용한 본 연구보다 MTF 성능이 낮다.

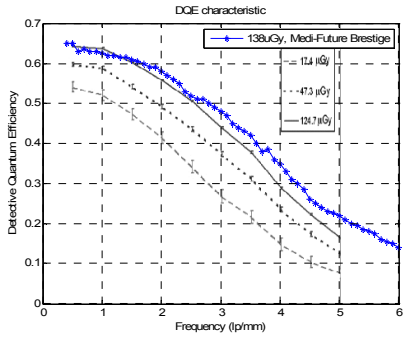


[그림 13] 구현된 디지털 유방X-선촬영기와 기존 제품의 MTF 특성 비교[9].

[Fig. 13] The comparison of MTF characteristic betw een implemented digital mammography and conv ent ional mammography[9].

5.3 DQE (Detective Quantum Efficiency)

영상을 획득하는 시스템의 성능은 입력되는 X-선의 SNR (Signal to Noise Ratio)과 출력되는 영상의 SNR의 비를 제곱근을 취한 것으로 정의되는데 이를 DQE라고 한다[7]. 그림 14은 본 연구의 DQE 특성과 기존 제품의 DQE 특성을 보여주고 있다[9]. 본 연구의 DQE 측정은 28kVp의 관전압에 138uGy의 흡수선량으로 텅스텐(W) 에노우드와 로듐(Rh) 필터를 사용하였다. 반면에 기존 제품은 28kVp의 관전압을 사용하고 로듐(Rh) 에노우드에 로듐(Rh) 필터를 사용한 결과이다. 그림 14에서 보면 본 연구의 측정에서 사용한 X-선의 흡수선량이 인용된 기존 제품의 흡수선량보다 13uGy가 많지만, 본 연구의 DQE가 인용된 기존 제품의 DQE보다 다소 우월함을 보여주고 있다.



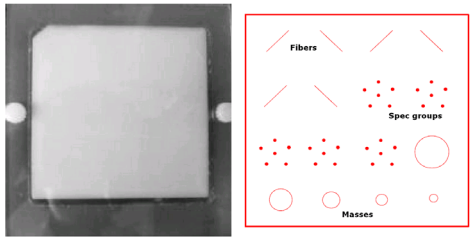
[그림 14] 구현된 디지털 유방X-선 촬영기와 기존 제품의 DQE 특성비교[9].

[Fig. 14] The comparison of DQE response between im plemented digital mamm ography and conve ntional mammo gra phy[9].

$$DQE(f,\phi) = \frac{S^2 \bullet MTF^2(f)}{\phi \bullet NPS(f)}$$

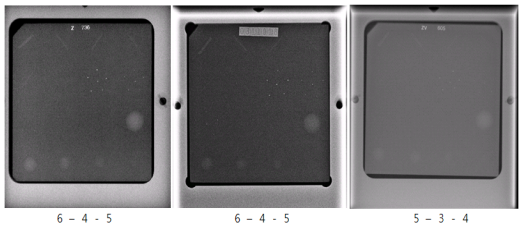
S: 검출기의 신호
ϕ: $X-$선의 양
MTF: 변조전달함수
NPS: 잡음전력

5.4 ACR 팬텀 (RMI 156)을 이용한 성능 측정



[그림 15] 미국방사선의학회의 ACR 팬텀 RMI 156

[Fig. 15] ACR phantom RMI 156 of the American College of Radiology



[그림 16] 촬영된 ACR팬텀 영상
(왼쪽부터 본연구, 디지털 유방X-선촬영기1, 디지털 유방X-선촬영기2)

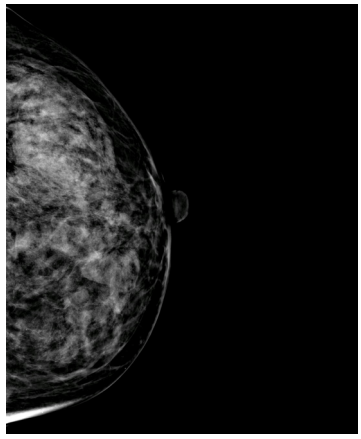
[Fig. 16] Images of the ACR phantom, from left to right, proposed study, digital mammography system 1, digital mammography system 2)

유방촬영장치의 영상 품질은 일반적으로 미국방사선의학회 (ACR, the American College of Radiology)의 팬텀(phantom)인 RMI 156을 사용하여 평가한다. ACR 팬텀은 그림 15과 같이 만들어져 있으며 4.2cm 두께로, 50%의 실질과 50%의 지방질로 구성된 유방과 같은 밀도로 구성되어 있다. 팬텀 내부에는 유방X-선촬영기의 성능을 파악할 수 있도록 6가지의 섬유 (fiber)와, 5가지의 작은 알갱이 집단 (speck), 5가지의 종괴 (mass)가 있다. 미국방사선의학회의 규정에 따르면 28kVp, 85mAs의 에너지와 X-선관의 애노우드와 필터가 Mo/Mo의 조합으로 촬영된 영상에서 섬유, 작은 알갱이 집단, 그리고 종괴가 최소한 각각 3개, 3개, 4개가 보여야 한다.

ACR 팬텀 영상의 비교는 구현된 디지털 유방X-선촬영기와 현재 병원에서 사용중인 디지털 유방X-선촬영기를 비교하였다. 먼저 구현된 디지털 유방X-선촬영기는 그림 16에서 볼 수 있듯이 (섬유-알갱이-종괴)가 (6-4-5)개를 구분할 수 있어, 병원에서 사용 중인 디지털 유방X-선촬영기1의 (6-4-5)과 같은 결과를 보였고, 디지털 유방X-선촬영기2의 (5-3-4)보다는 훨씬 좋은 성능을 보였다.

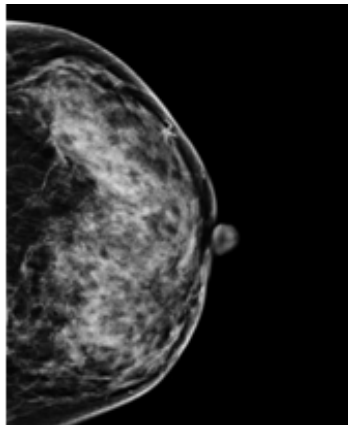
5.5 영상의 비교

그림 17에 구현된 디지털 유방X-선촬영기에서 획득되고 영상처리를 통하여 대조도와 선예도가 강화된 최종 영상을 보였다. 그림 18는 병원에서 사용중인 디지털 유방X-선촬영기1의 최종 영상이고, 그림 19은 병원에서 사용중인 디지털 유방X-선촬영기2의 최종 영상이다. 그림 17, 그림 18, 및 그림 19에서 볼 수 있듯이 구현된 디지털 유방X-선촬영기의 최종 영상이 타사 영상에 비하여 우수함을 알 수 있다. 의료 영상은 의료 전용 모니터를 사용하여 판독 및 검증하여야 한다. 참고로 그림 17, 그림 18, 및 그림 19의 영상은 동일인을 대상으로 촬영한 영상이다.



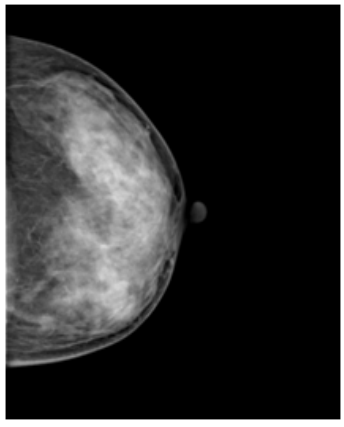
[그림 17] 구현된 디지털 유방X-선촬영기로 획득되고 영상처리된 영상

[Fig. 17] mammogram of implemented digital mam m og raphy



[그림 18] 병원에서 사용중인 디지털 유방X-선촬영기1의 영상

[Fig. 18] Mammogram of digital mamm og raphy system 1



[그림 19] 병원에서 사용중인 디지털 유방X-선촬영기2의 영상

[Fig. 19] Mammogram of digital mam m ography system 2

6. 결론

본 연구에서는 전역 디지털 유방X-선촬영기(FFDM, Full Field Digital Mammography)의 구현에 필요한 기술들에 대하여 살펴보고, 구현된 디지털 유방X-선촬영기의 성능을 측정하였다. 측정 결과에서 볼 수 있듯이 구현된 디지털 유방X-선촬영기는 디지털 검출기의 응답특성은 0에서 45mR 구간에서 선형성을 보여 주었으며, MTF는 5lp/mm에서 0.52, DQE는 5lp/mm에서 0.22를 보였다. 그리고 ACR 팬텀 촬영에서 외산 유방X-선촬영기에 대하여 대등하거나 나은 성능을 보였다.

References

[1] Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM. Digital mammography, pp15-26, Lippincott Williams & Willkins, Oct. 2003.

[2] Andrew P. Smith, "Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations," Radiol Manage, vol. 25(5), pp18 -24,26-31, Sep. 2003.

[3] Etta D. Pisano, Martin J. Yaffe, “Digital Mamm ography,” Radiology, vol. 234, pp353-362, Feb. 2005.

[4] Nariya Cho, Joo Hee Cha, Woo Kyung Moon, “Digital Mammography,” The journal of the Korean society of radiology, vol.52, pp225-231, 2005.

[5] Paul S. Rezentes, Adelaide de Almeida, Gary T. Barnes, Mammography Grid Performance, Radiology, vol. 210, pp227-232, Jan. 1999

[6] Y. H. Chu, E. J. Lee, K. S. Lee, D. Y. Ha, " Analysis of the average glandular dose on the Digital mammography AOP mode," Internal conference on the Korean Radiological Techn ologists Association, pp66-67, Apr. 2009.

[7] IEC, "IEC 62220-1-2, Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices, Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography," IEC, Jun. 2007.

[8] ANRAD Corporation, “Medi-Future SMAM det ector specification," 2007.

[9] Rafael G-M, Rafael L, Rafael A, "Study of DQE dependence with beam quality on GE Essential mammography flat panel," Journal of applied clinical medical physics, vol.12 no.1, pp207-217, 2011.

노 영 섭(Young-Sup Roh) **[종신회원]**

- 1988년 2월 : 인하대학교 전자공학과(공학사)
- 1996년 8월 : 한국과학기술원 정보및통신공학과(공학석사)
- 2005년 2월 : 고려대학교 전기, 전자,전파공학과(공학박사)
- 1987년 11월 ~ 1998년 2월 : LG전자 미디어통신연구소 선임연구원
- 1998년 3월 ~ 2001년 2월 : 청강문화산업대학교 이동통신과 교수
- 2001년 3월 ~ 2005년 2월 : 주식회사 싸이버뱅크 연구개발부문 상무이사
- 2005년 3월 ~ 현재 : 서울벤처정보대학원대학교 유시티.융합기술경영전공

<관심분야>
임베디드시스템, 모바일컴퓨팅, 이동통신, IT융합기술

여 세 연(Se-Yeon Yeo) **[정회원]**

- 2001년 2월 : 안동대학교 물리학과
- 2004년 2월 : 한양대학교 자연과학대학원 물리학과 (한국학박사)
- 2004년 1월 ~ 2007년 6월 : (주) ADT 의료기 사업부 부설연구소 연구원
- 2007년 7월 ~ 현재 : 메디퓨처(주) QM팀 팀장

<관심분야>
광학, 방사선

이 재 준(Jae-Jun Lee) **[정회원]**

- 2005년 8월 : 숭실대학교 일반대학원 정보통신학과 (정보통신학석사)
- 2005년 8월 ~ 2007년 12월 : 에이디티 (주) 주임연구원
- 2008년 1월 ~ 현재 : 메디퓨처(주) 선임연구원

<관심분야>
의료영상, 영상처리

손 석 원(Surgwon Sohn) **[정회원]**

- 1985년 2월 : 인하대학교 전자공학과 (공학사)
- 2007년 8월 : 인하대학교 대학원 컴퓨터정보공학과 (공학박사)
- 1987년 3월 ~ 1992년 12월 : 한국원자력연구소 선임연구원
- 1999년 9월 ~ 현재 : 호서대학교 벤처전문대학원 교수

<관심분야>
무선센서 네트워크, 모바일컴퓨팅, 인공지능