

## X선 유방 탄성 영상을 위한 컴퓨터 모의 실험

김효근 · A.B.M. Aowlad Hossain · 이수열 · 조민형

경희대학교 생체의공학과

### Computer Simulation for X-ray Breast Elastography

Hyo Geun Kim, A.B.M. Aowlad Hossain, Soo Yeol Lee and Min Hyung Cho

Dept. of Biomedical Engineering, Kyung Hee University

(Received December 17, 2010. Accepted March 31, 2011)

**Abstract:** Breast cancer is the most frequently appearing cancer in women, these days. To reduce mortality of breast cancer, periodic check-up is strongly recommended. X-ray mammography is one of powerful diagnostic imaging systems to detect 50~100 *um* micro-calcification which is the early sign of breast cancer. Although x-ray mammography has very high spatial resolution, it is not easy yet to distinguish cancerous tissue from normal tissues in mammograms and new tissue characterizing methods are required. Recently ultrasound elastography technique has been developed, which uses the phenomenon that cancerous tissue is harder than normal tissues. However its spatial resolution is not enough to detect breast cancer. In order to develop a new elastography system with high resolution we are developing x-ray elasticity imaging technique. It uses the small differences of tissue positions with and without external breast compression and requires an algorithm to detect tissue displacement. In this paper, computer simulation is done for preliminary study of x-ray elasticity imaging. First, 3D x-ray breast phantom for modeling woman's breast is created and its elastic model for FEM (finite element method) is generated. After then, FEM experiment is performed under the compression of the breast phantom. Using the obtained displacement data, 3D x-ray phantom is deformed and the final mammogram under the compression is generated. The simulation result shows the feasibility of x-ray elasticity imaging. We think that this preliminary study is helpful for developing and verifying a new algorithm of x-ray elasticity imaging.

**Key words:** x-ray, mammography, breast, elasticity

158

### 1. 서 론

유방암은 유방에 생긴 암 세포로 이루어진 종괴이다. 유방암은 한국 여성에서 1위를 차지하는 암으로써 비만, 모유수유의 감소, 식습관의 서구화에 따라 우리나라에서도 유방암 발병률이 매우 높아진 실정이다. 유방암은 현재 40~50대에 가장 많이 나타나며 20~30대의 유방암의 비율도 점점 높아가고 있다[1]. 유방암은 다른 암들과 마찬가지로 조기에

발견하는 것이 매우 중요하며 유방암 진단에 있어 가장 많이 사용되는 방법은 x-ray mammography 방법으로 특히 무증상 여성의 유방암 검진에 있어 가장 널리 쓰이는 방법이다. X-ray mammography는 유방에 최적화된 x선 투영 영상 검사인데 직경이 1 mm 이하의 calcification까지 확인이 가능하며 비용도 그리 비싸지 않기 때문에 유방암 조기 검진에 있어 가장 널리 이용되고 있다.

그러나 현재의 x-ray mammography는 영상이 복잡하고 투영 방식 영상의 한계가 있어서 이를 통한 유방암의 초기 진단은 전문 방사선과 의사에게도 쉬운 일이 아니다. 더 정확한 진단을 위해 MRI나 CT를 사용할 수 있으나 비용의 문제와 x선 피폭량의 문제로 인하여 사용이 제한될 수 밖에 없다. 최근에는 기존 mammography의 한계를 극복하고자 tomosynthesis의 기능이 추가된 시스템이 개발되어 제한적

Corresponding Author : 조민형  
경희대학교 생체의공학과 (경기도 용인시 기흥구 서천동 1)  
TEL: +82-31-201-2170  
E-mail : mhcho@khu.ac.kr  
본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(과제번호 2009-0078310).

단층 영상을 보여줌으로써 단순 투영 영상의 한계를 일부 극복하고 있지만 명확한 진단을 위한 새로운 기술의 개발이 요구되고 있다.

일반적으로 암과 같은 비정상 조직은 정상 조직보다 단단하여 그 탄성률이 다르다. 이 성질을 이용하여 초음파 영상 진단기에서는 조직의 탄성률을 보여주는 탄성 영상 기법이 개발되어 상용화되고 있다. 이 초음파 탄성 영상 기법에서는 물질의 종적 탄성 또는 횡적 탄성의 차이를 보여주는 strain 영상과 탄성률 영상을 만들어 내어 진단에 도움을 주고 있다. 그러나 초음파를 이용한 탄성 영상은 그 해상도가 매우 나쁘기 때문에 유방암과 같은 매우 미세한 조직 진단에는 적합하지 않다. 그래서 본 연구팀에서는 초음파 영상에 비하여 해상도가 월등히 뛰어난 x선 영상을 이용하여 탄성 영상법을 개발하고 있다. X선 탄성 영상은 유방의 외부에 압력을 가하여 그 압력에 따라 유방 내부 조직의 위치와 크기가 변하는 정도를 알아냄으로써 유방 조직의 탄성률을 구해내려는 시도이다. 이러한 시도를 위하여 유방 내부의 여러 조직들이 외부 압력에 따라 어떻게 움직이는지를 파악하는 것이 매우 중요하다. 과거에 Zyganitidis 등은 3차원 유방 팬텀에 압축을 주고 압축 과정을 알아보는 시도를 하였었다[2]. 그 연구에서는 압축 과정을 알기 위하여 간단한 용수철 모델을 사용하였으나 그 모델은 근사적이어서 정확한 것으로 알려진 유한 요소 해석 방법과는 차이가 있다.

본 논문에서는 x선 탄성 영상 기법 개발을 위한 사전 연구로서 3차원 유방 x선 팬텀을 소프트웨어로 만들고, 여기에 조직마다 다른 탄성률을 적용한 후, 외부의 압력에 따라 어떻게 변위가 생기는지를 유한 요소 해석법(FEM; finite element method)으로 컴퓨터 모의 실험하였다. 본 모의 실험의 결과를 통하여 유방 내부 각 조직의 움직임은 미리 예측할 수 있다면 앞으로 개발될 x선 탄성 영상 기법에서 실제 변위를 예상할 수 있으며 그에 따라 mammogram 영상에서 어떻게 달라지는지를 알 수 있게 된다. 이러한 예측이 가능해진다면 궁극적으로 x선 탄성 영상법을 위한 알고리즘 개발과 성능 예측에 크게 도움이 될 것이다.

## II. 소프트웨어 유방 팬텀 구현

외부 압력에 대한 유방의 유한 요소 해석을 하기 위해서 먼저 유방 내부 조직을 흉내 낸 소프트웨어 팬텀이 필요하다. 유방 내부는 주로 지방 성분으로 이루어져 있으며 여기에 복잡한 유선(mammal gland) 조직이 더해져 있다. 그리고 석회화(calcification) 조직과 유방암이 추가로 발생한다. 소프트웨어 팬텀에서는 이러한 4가지 조직을 포함하여 3차원으로 만들어져야 하며, 만들어진 3차원 모델은 한쪽 방향으로 투영되어 x선 mammogram을 만들어야 한다. X선

영상을 위한 3차원 유방 모델을 만든 연구는 이미 기존 사례[3,4]가 있었으며 그 방법들은 원리상 큰 차이가 없다. 본 연구에서는 그 중 Bliznakova[3]의 방법을 이용하였다.

### 1. 유방의 모양과 지방 조직

팬텀을 구현할 때 사람에 따라 크기와 모양이 다른 유방의 모양을 흉내 내어야 하는데 크기와 모양을 쉽게 조절하면서도 단순하게 만들기 위하여 그림 1과 같이 타원 구로 모델링 하고 다음 타원 구의 수식을 적용하였다.

$$\begin{aligned} x &= a \cdot \sin \theta \cdot \sin \phi \\ y &= b \cdot \cos \theta \cdot \sin \phi \\ z &= c \cdot \cos \phi \end{aligned} \tag{식 1}$$

$$(0 \leq \theta \leq 360^\circ, 0 \leq \phi \leq 180^\circ)$$

이 수식은 잘 알려진 타원 구의 수학적 표현식이며, x, y, z는 유방 경계면 픽셀의 직교 좌표이고,  $\theta$ ,  $\phi$ 는 극좌표에서의 편각과 방위각이다. 상수 a, b, c 값은 타원 구를 만들기 위한 반지름으로서 그림 1에 표시되어 있다. 이 값들을 변화시켜 주면 유방 팬텀의 크기 및 모양을 조절할 수 있다.

유방의 본체를 이루는 지방 조직과 근육 조직은 x선 mammogram 영상의 대부분을 차지한다. 복잡한 x선 mammogram 영상과 유사하게 보이게 하기 위하여 사용되는 방법으로는 파워 스펙트럼 방법이 알려져 있다[5,6]. 이 방법은 아래 식과 같은 파워 스펙트럼을 갖는 가우시언 백색 잡음을 이용하는 것이다. 가우시언 백색 잡음을 만든 후, 아래 식과 같은 필터를 가하면 지방 조직으로 나타나는 x선 영상 모델이 만들어진다.

$$H(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = \begin{cases} 1 & \omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \\ \frac{1}{\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2}} & \text{otherwise} \end{cases} \tag{식 2}$$

상수  $\alpha$ 는 파워 스펙트럼의 모양을 결정하는 파라미터인데

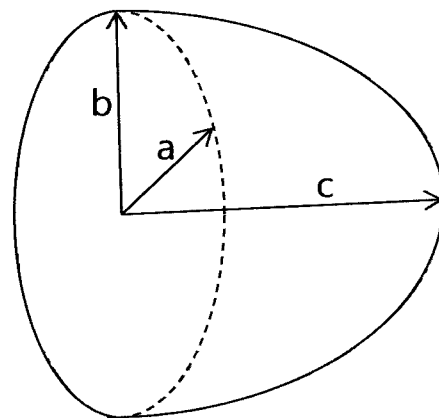


그림 1. 유방 모양을 위한 반구 모델  
Fig. 1. A hemisphere model of the breast shape

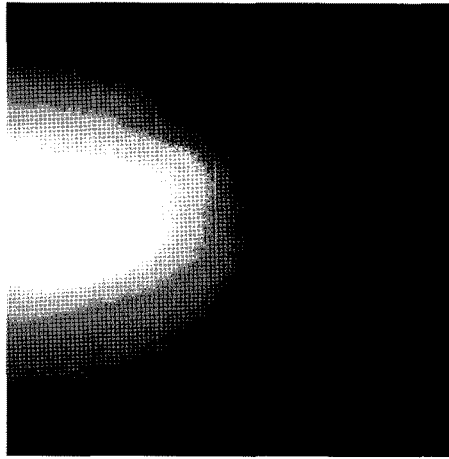


그림 2. 유방 팬텀 지방 조직의 mammogram  
Fig. 2. Mammogram of fat tissue of the breast phantom

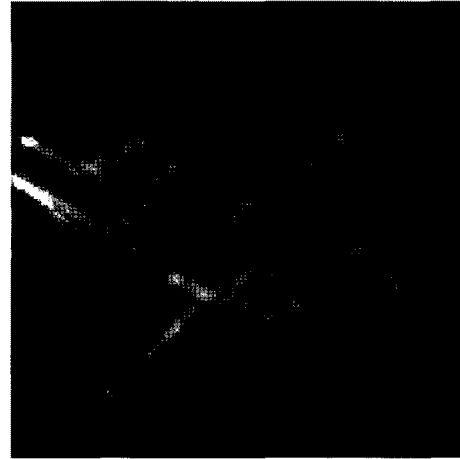


그림 3. 유선 조직의 mammogram  
Fig. 3. Mammogram of mammal glands of the breast phantom

본 논문에서는 실제 x선 mammogram 영상과 가장 유사해 보이는 값인 3을 선택하였다. 이렇게 만들어진 3차원 유방 팬텀의 지방 조직만을 수직방향으로 누적하여 만든 투영 영상이 그림 2에 나타나 있으며 실제 유방 x선 영상과 유사한 결과를 얻었다.

생성하고자 하는 방향성을 가진 실린더가 끝나는 점은 잡아준 시작 점을 기준으로 일정한 거리를 가지면서 동일선상에 있지 않은 3차원 상의 어느 한 지점을 무작위로 잡아 준다. 하나의 실린더가 끝나는 점에서 몇개의 유선을 생성할 것인가는 실험 목적에 따라 다르나 보통 2~5개 사이로 생성해 준다. 이와 같은 방법을 반복적으로 수행하면 3차원 유방팬텀 안에 들어갈 유선조직을 생성할 수 있으며 그림 3은 이 방법을 이용하여 제작한 유선조직을 나타낸 모습이다.

160

## 2. 유선 조직(mammal gland)

여성의 유방 안에는 수많은 유선이 있으며 이들은 x선 mammogram 영상에서도 명확히 나타난다. 유선은 x선 mammogram 영상에서 가장 중요한 특징점으로 나타나기 때문에 소프트웨어 유방 팬텀을 구현할 때, 매우 중요한 부분이다. 특히, 차후에 개발될 x선 탄성 영상법의 알고리즘에서 영상의 변위를 찾는 데 매우 중요한 역할을 하게 될 것이다.

유방 팬텀에서 유선 조직을 만들어 주는 방법으로는 여러 개의 원형 실린더를 생성하여 연결 시켜 주는 방법이 활용된다. 실린더를 만들어 주는 방법은 다음의 과정을 통하여 실린더를 형성해 주었다. 우선 일정한 거리를 갖는 두 개의 점을 설정해 준 후, Bresenham line drawing 알고리즘을 사용하여 두 개의 점 사이를 이어준다[7]. 그 다음, 각각의 점을 중심으로 일정한 반지름을 갖는 원을 형성해 주어 일정한 굵기를 갖는 하나의 실린더를 형성해 주었다. 실린더는 원들의 집합이기 때문에 이 방법을 이용하면 실린더를 형성해 줄 수 있다. 여기서 실제 유선 패턴과 유사하게 하기 위해서는 점들의 선택이 중요하다. 점들을 선택할 때는 무작위의 방법을 쓸 수 있지만 방향성에 약간의 제한을 두어야 한다. 유선 조직은 각각의 유선이 나무뿌리가 뻗어나가는 듯한 모양을 가지고 있어야 하므로 실린더 하나하나가 각각의 방향성을 가지고 있어야 한다. 각각의 실린더에 방향을 주는 방법은 다음과 같다. 우선 생성하고자 하는 실린더의 시작 점은 바로 이전에 생성된 실린더가 끝나는 점으로 잡아

## 3. 석회화(calcification) 및 종양(cancer)

Mammogram이 다른 유방암 진단 방법에 비하여 강점을 갖는 것은 직경이 1 mm 이하인 석회화 조직을 확인할 수 있는 점이다. 석회화 조직은 일부 지방조직이 퇴화 하면서 발생하는 것으로 이것이 암으로 발생하는 경우도 있다. 그렇기 때문에 석회화 조직을 표현해 주는 것은 차후에 개발될 x선 탄성 영상법의 알고리즘에 있어 중요하다[8]. 석회화 조직은 mammogram에서 그 모양이 일정하지 않다. 전체적으로 모양이 구형에 가깝다는 점에서 구형 좌표계 수식을 이용해 줄 수 있으나 그 모양이 항상 구형은 아니다. 본 논문에서는 석회화 조직의 모양을 각각 다르게 생성해 주기 위하여 구형 좌표계 수식의 polar angle과 azimuthal angle의 범위를 무작위로 생성하였다. Polar angle의 경우 완전한 구를 형성하기 위해서는  $0 \sim \pi$ 의 범위가 필요하고 azimuthal angle의 경우  $0 \sim 2\pi$ 의 범위가 필요하다. 그러나 생성된 결과가 완전한 구의 모양이 아니게 하기 위하여 polar angle의 경우는  $0 \sim \pi$ 까지의 각도범위를 이보다 작은 범위로 만들어 주고, azimuthal angle의 경우 또한  $0 \sim 2\pi$ 의 각도 범위를 이보다 작은 범위로 설정해 주는 방식을 통하여, 석회화 조직이 완전한 구가 아니도록 형성해 주었다. 예를 들면 polar angle의 범위가  $0 \sim \pi/2$ 가 되는 경우 생성된 결과는 반구일

것이다. 이 방법을 이용하면 생성된 석회화 조직이 polar angle 및 azimuthal angle의 생성 범위에 따라 각각 다른 모양을 갖게 할 수 있다. 종양의 경우는 mammogram에서 그 모양이 타원구에 가깝기 때문에 타원구의 방정식을 이용하여 표현해 주었다. 좀더 현실감 있는 모델을 위하여 더 복잡한 형태를 사용하면 좋겠지만, FEM 연산 시간을 고려하여 타원구를 적용하였다.

#### 4. 3차원 모델

위에서 설명한 방법을 종합하여 3차원 영상에 모두 더하면 실제 mammogram과 유사한 3차원 유방 팬텀을 만들 수 있다. 그림 4(a)는 이렇게 만들어진  $200 \times 256 \times 256$  크기의 3차원 유방 팬텀을 한쪽 방향으로 누적하는 방법으로 투영하여 만든 mammogram 영상이다. 그림에서 보듯이 유선 조직과 종양 및 석회화 조직 등이 실제 mammogram과 유사하게 보여 3차원 유방 팬텀이 잘 만들어졌음을 확인할 수 있다.

### III. 유한 요소 해석법에 의한 탄성 모의 실험

이제 제작된 3차원 유방 팬텀을 이용하여 외부의 압력에 따라 유방 내부의 조직이 어떻게 움직이는지 그리고 움직인 결과에 따라 mammogram 영상이 어떻게 달라지는 예측하여야 한다. 이를 위하여 유한 요소 해석법(FEM; finite element method)를 이용하여 분석하였는데 FEM 해석을 위하여 상용 FEM 소프트웨어인 ANSYS V12.0을 사용하였다. ANSYS는 FEM을 적용하여 임의의 물체에 압력을 가하였을 때, 그 물체의 내부 조직이 어떻게 변하는가를 알아보는데 있어 강력한 소프트웨어로서 기계 해석 등에 널리

쓰인다.

본 논문에서 구현된 3차원 유방 팬텀에 외부의 압력을 가하기 위해서는 3차원 유방 팬텀을 ANSYS의 mesh 데이터로 변환해 주어야 한다. 3차원 유방 팬텀의 지방 조직을 만들 때, 가우시안 잡음 영상을 이용하였기 때문에 픽셀마다 제각각의 값을 갖는다. 이를 이용하여 ANSYS의 mesh 데이터로 바꾸는 일은 복잡하면서 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 제작된 3차원 유방 팬텀은 지방조직, 유선, 암조직으로 구성되어 있는데 각각의 조직에 따라 그 값을 일정한 값으로 통일시켜 준다면 ANSYS의 mesh 데이터를 얻는 일은 보다 간단하게 이루어 질 수 있다.

3차원 유방 팬텀의 값을 조직에 따라 일정한 값으로 통일시켜 주는 과정이 끝나면 ANSYS의 mesh 데이터를 얻어야 하는데 이를 얻는 과정은 Delaunay 사면체를 이용해 주었다. Delaunay 사면체를 이용하여 ANSYS의 mesh 데이터를 얻는데 있어 우선적으로 이루어져야 하는 과정은 3차원 유방팬텀의 node 정보를 얻는 일이다. 이를 위하여 간격이 1 단위의 3차원 유방팬텀의 node 정보를 얻어준 후 이를 이용하여 Delaunay 사면체를 형성시켜 주어야 한다. Delaunay 사면체의 무게중심을 구해준 후 해당 값이 제작한 3차원 유방 팬텀의 픽셀 값과 일치하는 곳을 찾아준 후, 해당 픽셀이 표현하는 3차원 유방팬텀의 정보를 입력시켜 주는 방식을 통하여 ANSYS의 mesh 데이터를 얻어줄 수가 있다. 여기서 얻어주는 ANSYS의 mesh 데이터는 3차원 유방 팬텀의 node정보와 각각의 요소가 어느 Delaunay 사면체에 속한다는 element 정보이다. 얻어준 3차원 유방 팬텀의 node정보와 element 정보를 ANSYS의 입력파일로 넣어주고 FEM을 수행해 주어야 하는데 여기서 주의할 점은 유방 내 각각의 조직들은 탄성률이 다르다는 점이다[9].

본 논문에서는 실제와 유사하게 지방의 경우  $5 \text{ kPa}$ , 유선 조직의 경우  $10 \text{ kPa}$  그리고 암 조직의 경우는  $20 \text{ kPa}$  을 각각의 탄성률로 지정해 주었다. ANSYS 상에서 3차원 유방 팬텀에 압력을 줄 때 위와 아래에서 동시에 압력을 가해주기 위하여 ANSYS 상에 두개의 평행판을 위치시켜 3차원 유방 팬텀에 압력을 주었다. 3차원 유방 팬텀에 압력을 주는 방법은 ANSYS에서 형성시켜준 2개의 평행판을 이동시키는 방법을 이용하였다. 2개의 평행판 중 3차원 유방 팬텀 위에 위치한 평행판은 아래로 이동시키고, 아래에 위치한 평행판은 위로 이동시켜 주는 방식을 통하여 3차원 유방 팬텀에 압축을 주었다. 예를 들어 위에 위치한 평행판은 아래로 6 pixel만큼 움직여 주고, 아래에 위치한 평행판은 위로 6 pixel 움직여 주면 전체 유방 팬텀의 크기가 12 pixel만큼 줄어들게 된다. 실제 mammogram을 얻는 경우, 특수하게 제작된 2개의 플라스틱 판을 이용하여 유방에 압력을 주는데 본 논문에서도 2개의 평행판을 이용하여 유방 팬텀

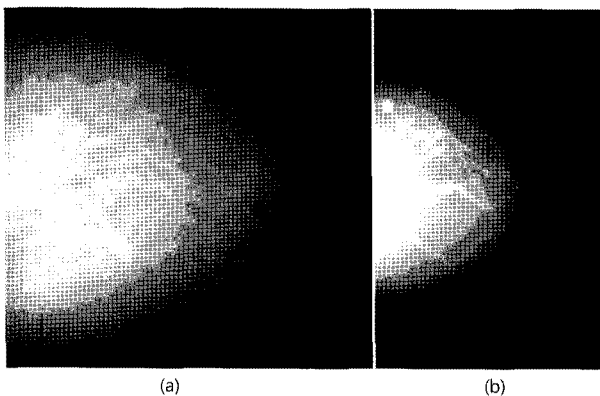


그림 4. 3차원 유방 팬텀으로 만들어진 mammogram. (a)  $200 \times 256 \times 256$  크기의 3차원 유방 팬텀으로 만들어진 mammogram, (b)  $100 \times 160 \times 160$  크기의 3차원 유방 팬텀으로 만들어진 mammogram  
Fig. 4. Mammograms generated from 3D x-ray breast phantom. (a) mammogram of the  $200 \times 256 \times 256$  breast phantom, (b) mammogram of the  $100 \times 160 \times 160$  breast phantom

의 위와 아래에서 동시에 압력을 가하기 때문에 본 논문에서 수행한 3차원 유방 팬텀에 압력을 주는 방법은 현실성이 있다고 할 수 있다.

그런데 압축을 주는 과정을 ANSYS로 수행할 때, FEM 해석은 매우 계산량이 많아 시간이 오래 걸리기 때문에 처음 제작한 크기의 3차원 유방 팬텀으로 압축을 하는 데에는 한계가 따른다. 본 논문에서는 3차원 유방 팬텀을 ANSYS에서 압축을 하기 위하여 처음 제작한 3차원 유방 팬텀의 크기를 ANSYS의 FEM 해석에 필요한 계산량의 최대 한계 범위 이내로 줄여준 후 본 실험을 수행하였다. 해상도가 낮은 100×160×160 크기의 3차원 유방 팬텀을 추가로 만들었으며 이를 투영시켜 만든 저해상도 mammogram이 그림 4(b)이다. 저해상도 유방 팬텀에서는 유선과 종양만 포함시키고 미세한 석회화 조직은 생략하였다. 매우 작은 석회화 조직은 압축해도 거의 변화가 없을 뿐 아니라 전체적

인 FEM 모델을 얻는데 있어서도 계산상의 복잡함만 추가되기 때문이다. 또한 투영된 mammogram에서 유선의 변화를 뚜렷이 보여주기 위하여 유선의 개수를 다소 줄여 유선 조직의 이동을 명확히 알 수 있도록 조정하였다. 이 3차원 유방 팬텀으로부터 다시 1/4크기인 25×40×40 크기의 mesh를 만든 후, ANSYS의 FEM 해석을 수행하였다. 인텔 i7 930 CPU와 12GB의 메모리를 가진 64 bits PC에서 약 11시간 동안 연산이 진행되었다.

그림 5는 3차원 유방 팬텀에 관한 node 및 element 정보를 ANSYS에 입력시켜 준 후, 두 개의 평행판을 ANSYS에서 형성된 3차원 유방 팬텀의 위와 아래에 놓고 압력을 가해주는 모습을 나타낸 것이다. 각각의 그림에서 보이는 삼각형 하나하나를 Delaunay 사면체를 표현해 주는 것이며 각각의 사면체는 3차원 유방 팬텀의 조직에 따라 주어진 탄성률을 가지고 있다. ANSYS를 이용한 FEM 해석이 끝나면 각각의 node가 얼마만큼 이동하였는가에 대한 변위 정보를 얻을 수 있고, 이 변위 정보를 원래의 3차원 유방 팬텀에 적용하면 압력에 의해 변형된 3차원 팬텀이 구해진다. 이를 다시 투영하면 압축 후의 mammogram 영상이 만들어지게 된다. 압축 전 mammogram 영상과 압축을 가한 이후의 mammogram 영상을 얻을 수 있고, 이 두 영상을 비교할 수 있다.

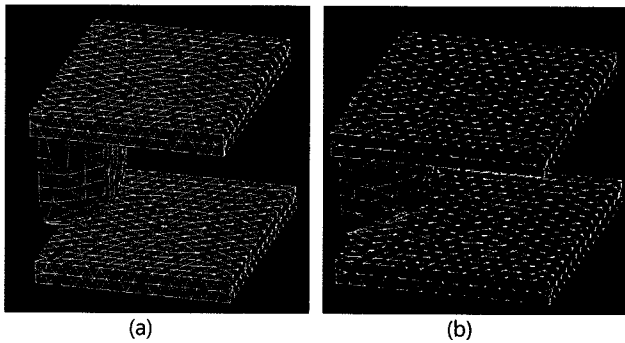


그림 5. ANSYS에서 형성된 유방 팬텀 및 유방 팬텀에 압력을 가해주는 모습. (a) 압력 전의 3차원 유방 팬텀 mesh 모델, (b) 압력 후의 3차원 유방 팬텀 mesh 모델

Fig. 5. Mesh models of the 3D breast phantom for ANSYS simulation. (a) mesh model without compression, (b) mesh model with compression

#### IV. 실험 결과

ANSYS를 이용하여 압축을 주면서 FEM 해석을 통하여 얻은 변위 정보를 3차원 유방 팬텀에 적용시킨 결과를 그림 6과 그림 7에 나타내었다. 그림 6은 압축 전후, 유방 팬텀 가운데 위치의 횡단면과 종단면을 각각 보여준 것이다. 압축에 의해 유선 조직의 위치가 바뀐 모습이 명확히 보인다. 그

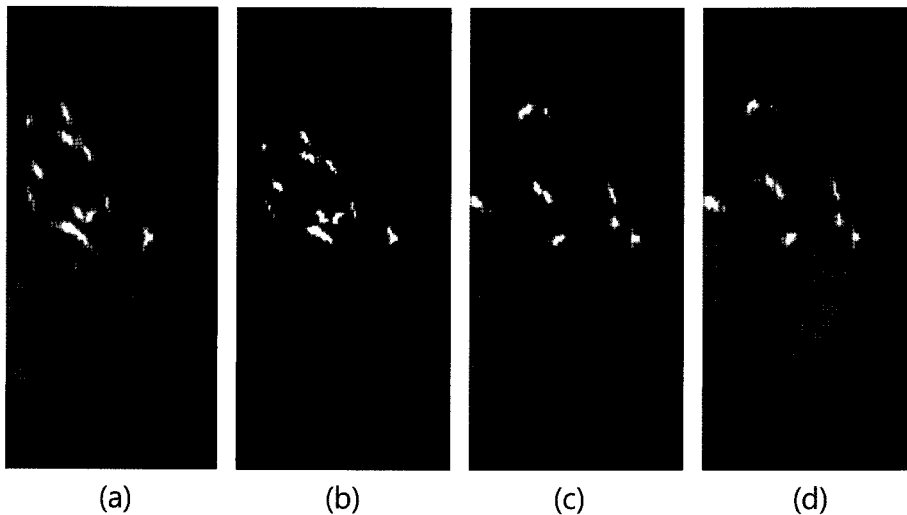


그림 6. 3차원 유방 팬텀의 압축 전과 후의 단면 영상. (a), (b)는 각각 압축 전후의 종단면 영상 (c), (d)는 각각 압축 전후의 횡단면 영상  
Fig. 6. Cross-sectional images of the 3D breast phantom without and with compression. (a) and (b) sagittal views without and with compression, (c) and (d) transaxial views without and with compression

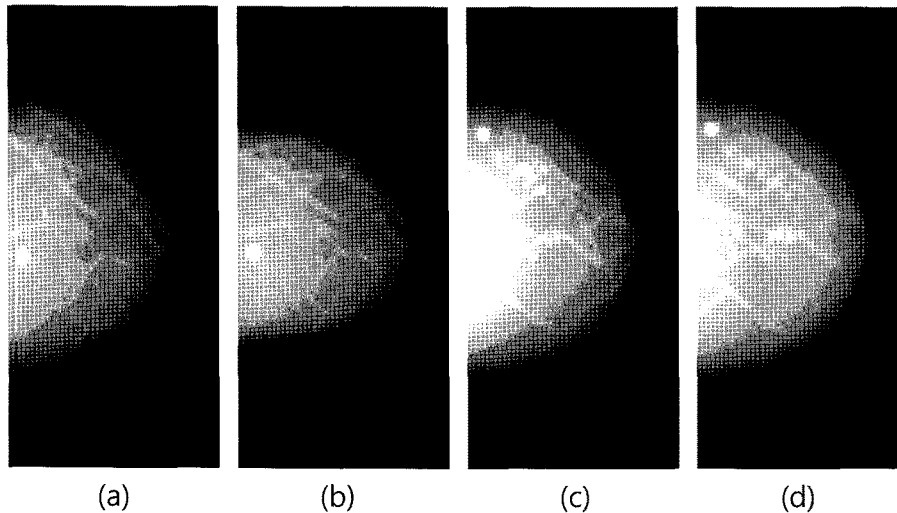


그림 7. 3차원 유방 팬텀의 압축 전후의 mammogram. (a), (b) 각각 옆에서 바라본 압축 전후의 mammogram, (c), (d) 각각 위에서 바라본 압축 전후의 mammogram

Fig. 7. Mammograms of the 3D breast phantom without and with compression. (a) and (b) side views without and with compression, (c) and (d) top views without and with compression

림 7은 3차원 팬텀을 측방향과 종방향으로 각각 투영시켜서 압축 전후의 mammogram을 보여준 것이다. 이 mammogram에서도 압축 전후 유선 조직과 종양 조직의 위치 변동이 나타난다. 그림 6의 단면 영상에서는 투영된 mammogram과 달리 각 위치마다 어떻게 변화하였는지를 정확히 확인할 수 있으며 그림 7에서는 실제 촬영된 mammogram에서 어떻게 보일지를 짐작할 수 있게 한다.

유방 팬텀의 위와 아래 방향으로 동시에 힘을 가하였기 때문에 전체적인 모양 및 내부조직이 중앙부분으로 향하는 경향을 보이는 것을 그림 6(b)와 그림 7(b)를 통하여 확인할 수 있으며 그림 6의 (d)와 그림 7의 (d)에서는 유방을 누르는 방향, 즉, 위에서 바라보았을 때 압력에 따라 유방이 측방향으로 퍼지고 있음을 확인할 수 있다.

실험 결과를 통하여 ANSYS를 이용한 3차원 유방 팬텀의 압축이 제대로 진행되었음을 알 수 있다. 이로부터 압축에 따라 유방에 변형이 일어나게 되며, 그 변형이 최종 mammogram에 어떻게 나타날지를 정량적으로 추정할 수 있게 되었다.

## V. 결론 및 고찰

본 논문에서는 유방에 대한 3차원 x선 영상 모델을 만든 후, 이 모델의 각 조직에 고유한 탄성율을 부여한 다음, 유한 요소 해석법으로 외부 압력에 대한 유방의 변형을 구하였다. 그리고 그 변형을 다시 3차원 x선 영상 모델에 적용하여 압력 후의 mammogram을 만들어 내었다. 유한 요소 해석 결과에 따르면 외부의 압력 세기에 따라 유방 조직들이

각 방향으로 움직였고, 조직의 탄성율에 따라 그 변위량이 달랐으며 최종적으로 mammogram에도 다르게 나타났다. 이 작업을 통하여 mammogram이 외부의 압력에 따라 어떻게 달라지는지 예측할 수 있게 되었으며 조직의 탄성률에 따라 달라지는 변위량을 이용하여 탄성 영상법이 가능함을 알 수 있었다. 유방이 덜 눌러졌을 때와 더 눌러졌을 때, 중앙으로 의심되는 부위에서 변위값의 특이한 형태를 알아낼 수 있을 것으로 기대된다. 다만 현재 보유 컴퓨터의 성능에서는 연산 시간이 지나치게 길어 FEM 해석 해상도가 떨어지는 것이 아쉬운 문제가 되었으며 차후 개선될 수 있다.

이 모의 실험 결과를 이용한다면, 앞으로 진행될 새로운 x선 탄성 영상법 개발에서 알고리즘의 정확한 성능 평가에 크게 도움이 될 것으로 기대한다. 앞으로 더 세밀한 FEM 해석을 위하여 mesh 해상도를 늘리는 작업을 계속 수행할 예정이며 이 결과를 바탕으로 x선 탄성 영상법 개발을 수행할 예정이다.

## 참고문헌

- [1] C.H. Lee and J.W. Nho, "Current opinion for breast cancer screening," *Korean journal of obstetrics and gynecology*, vol. 51, no. 9, pp. 933-942, 2008.
- [2] C. Zyanitidis, K. Bliznakova and N. Pallikarakis, "A novel simulation algorithm for soft tissue compression," *Med. Bio. Eng. Comput.* vol. 45, no. 7, pp. 661-669, 2007.
- [3] K. Bliznakova, Z. Bliznakov, V. Bravou, Z. Kolitsi and N. Pallikarakis, "A three-dimensional breast software phantom for mammography simulation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 48, no. 22, pp. 3699-3719, 2003.
- [4] <http://people.ee.duke.edu/~jshorey/BreastPhantom.htm>

- [5] J.F. Veenland, J.L. Grashuis, F. van der Meer, A.L. Beckers A and E.S. Gelsema, "Estimation of fractal dimension in radiographs," *Med. Phys.* vol. 23, no. 4, pp. 585-594, 1996.
- [6] F.O. Bochud, J.F. Valley, F.R. Verdun, C. Hessler, P. Schnyder, "Estimation of the noisy component of anatomical backgrounds," *Med. Phys.* vol. 26, no. 7, pp. 1365-1370, 1999.
- [7] J.E. Bresenham, "Algorithm for computer control of a digital plotter," *IBM System Journal*, vol. 4, no. 1, pp. 25-30, 1965.
- [8] F. Lefebvre, H. Benali, R. Gilles and R. Di Paola, "A Simulation model of clustered breast microcalcifications," *Med. Phys.* vol. 21, no. 12, pp. 1865-74, 1994.
- [9] A. Samani, J. Zubovits and D. Plewes, "Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 6, pp. 1565-1573, 2007.