



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0016527
(43) 공개일자 2011년02월18일

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0074060

(22) 출원일자 2009년08월12일

심사청구일자 2009년08월12일

(71) 출원인

경희대학교 산학협력단

경기도 용인시 기흥구 서천동 1 경희대학교 국제 캠퍼스내

(72) 발명자

이수열

경기도 성남시 분당구 구미동 111 (33/1) 그랜드 빌 304-304

조민형

경기도 용인시 수지구 죽전동 1216 새터마을모아 미래도 305-402

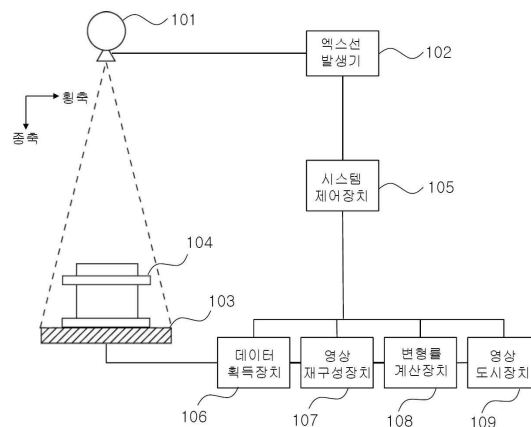
전체 청구항 수 : 총 2 항

(54) 엑스선을 이용한 유방조직 변형률 영상장치

(57) 요약

본 발명은 유방조직을 압축할 때 유방 내에 형성되는 변형률의 분포를 엑스선을 이용해 촬영함으로써 유방조직 내 암 조직의 존재를 진단하는 장치에 관한 것으로서, 본 발명에 따른 유방조직 변형률 영상장치는 엑스선관과 엑스선 감지소자를 이용해 유방의 엑스선 투영영상을 얻을 수 있는 데이터 획득장치와, 엑스선관과 엑스선 감지소자를 회전할 수 있는 회전장치와, 유방의 압축 강도를 조정할 수 있는 유방 압축기와, 여러 각도에서 얻은 유방의 투영영상으로부터 유방의 단면영상을 계산하는 영상 재구성장치와, 유방의 압축률을 다르게 하여 얻은 유방의 단면영상으로부터 변형률의 공간적 분포를 계산하는 변형률 계산장치와, 상기 영상 재구성장치에 의해 재구성된 영상과 상기 변형률 계산장치에 의해 계산된 변형률의 공간적 분포를 도시하여 주는 영상 도시장치를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

엑스선관과 엑스선 감지소자를 이용해 유방의 엑스선 투영영상을 얻을 수 있는 데이터 획득장치와;
 엑스선관과 엑스선 감지소자를 회전할 수 있는 회전장치와;
 유방의 압축 강도를 조정할 수 있는 유방 압축기와;
 여러 각도에서 얻은 유방의 투영영상으로부터 유방의 단면영상을 계산하는 영상 재구성장치와;
 유방의 압축률을 다르게 하여 얻은 유방의 단면영상으로부터 변형률의 공간적 분포를 계산하는 변형률 계산장치와;
 상기 영상 재구성장치에 의해 재구성된 영상과 상기 변형률 계산장치에 의해 계산된 변형률의 공간적 분포를 도시하여 주는 영상 도시장치를 포함하는 유방조직 변형률 영상장치.

청구항 2

제1항에 있어서,
 상기 변형률 계산장치는,
 상기 유방의 압축률을 다르게 하여 얻은 유방의 단면영상으로부터 변위벡터의 공간적 분포를 계산하고, 상기 변위벡터의 공간적 분포로부터 변형률 텐서를 계산하고, 상기 변형률 텐서의 9개 성분으로부터 유방의 진단변수를 계산하는 것을 특징으로 하는 유방조직 변형률 영상장치.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 의료 장비에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 유방조직을 압축하여 획득한 엑스선(x-ray) 영상을 이용하여 유방암을 진단하는 데 유용한 유방조직의 변형률을 영상화하는 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 유방암을 영상으로 진단하는 장치로는 엑스선 유방촬영장치(x-ray mammography), 초음파스캐너, 자기공명영상장치(magnetic resonance imaging; MRI) 등이 있다. 이 중에서 유방암의 조기진단을 위해 정기 검진에서 가장 많이 쓰이는 장비는 엑스선 유방촬영장치이다. 엑스선 유방촬영장치는 조직에 따라 엑스선의 투과계수가 다른 현상을 이용하는 것으로 특히 엑스선을 잘 흡수하는 조직, 예를 들면 석회화(calcification)된 조직 등을 잘 구분해낸다. 석회화된 조직은 암 조직으로 발전될 확률이 높아 석회화된 조직을 조기에 찾아내는 것도 유방암을 예방하는데 크게 도움이 된다. 그러나 엑스선 유방영상에서 유방암 조직은 정상 조직과 비교하여 대조도(contrast)가 높지 않아 진단에 어려움이 있다. 엑스선 유방영상에서 암 조직으로 의심되어 초음파스캐너나 MRI로 재촬영하거나 조직검사를 하면 암 조직이 아닌 것으로 판명되는 위양성률(false positive rate)이 70%에서 80% 정도이다. 이와 같이 암 조직이 아닌데도 암 조직으로 의심되어 재촬영을 하거나 조직검사를 하는 것은 환자에게 심리적 그리고 육체적 고통을 줄뿐만 아니라 의료비용의 추가지출 등 경제적인 부담도 더하게 된다. 한편, 엑스선 유방영상으로 유방암을 진단할 때 암 조직인데 이를 진단하지 못하는 위음성률(false negative rate)도 30% 정도의 수준이어서 유방암의 사망률을 높이는 문제점이 있다.

[0003] 엑스선 유방촬영장치는 상기한 문제점에도 불구하고 촬영시간이 짧고 석회화 조직을 잘 찾아내는 장점이 있어 유방암 정기 검진에 널리 활용되고 있다. 최근 디지털 엑스선 센서 기술의 발달로 디지털 엑스선 센서가 장착된 엑스선 유방촬영장치가 널리 쓰이고 있다. 기존의 필름을 사용하는 방식에 비해 디지털 엑스선 센서를 사용하는 방식은 영상 정보가 컴퓨터로 저장되기 때문에 촬영 후 각종 영상처리를 하여 진단의 정확도를 높일 수 있고 또한 영상정보의 저장과 통신이 용이해 디지털 엑스선 유방촬영장치의 사용은 계속 늘어날 것으로 전망되고 있다.

[0004] 엑스선 유방촬영장치의 유방암 진단 정확도를 높이기 위해 디지털 유방 단면영상합성장치(digital breast

tomosynthesis; DBT)기술이 개발되었다. DBT는 엑스선 단층영상장치(computed tomography; CT)와 비슷한 원리로 작동한다. 즉, 여러 각도에서 엑스선 촬영을 한 뒤 이 엑스선 영상 정보로부터 단층영상을 수학적으로 재구성(reconstruction)하는 것이다. 다만 CT에서는 360도 전체 회전구간에서 엑스선 촬영을 하는데 반해 DBT에서는 15도에서 50도 정도의 한정된 각도 내에서만 엑스선 촬영을 한다는 점이 다르다. DBT에서는 한정된 각도에서만 엑스선 투영영상 데이터를 획득하기 때문에 DBT의 영상화질은 CT의 영상의 화질에 비해 떨어질 수밖에 없다. 특히 종축방향의 해상도가 떨어진다. 그러나 DBT는 제한된 각도에서만 영상을 획득하기 때문에 CT에 비해 촬영시간이 짧고 엑스선량(X-ray exposure)도 작은 점 등의 장점이 있다. 또한 DBT에서는 70 μ m에서 100 μ m 정도의 화소 크기를 가진 평면형 디지털 엑스선 감지소자를 쓰기 때문에 횡축방향 공간해상도가 매우 뛰어난 장점이 있다. 70 μ m에서 100 μ m 정도의 화소 크기는 매우 작은 크기의 석회화된 조직을 감지하는데 매우 중요한 역할을 한다. DBT는 기존의 엑스선 유방촬영장치에 비해 화질이 뛰어나 유방암 진단의 정확도를 많이 개선시킨다. 기존의 엑스선 유방촬영장치에서는 유방의 전체 부분을 투영하여 2차원 투영영상으로 보기 때문에 암 조직이 있더라도 여타의 조직과 중첩되어 잘 구분이 가지 않지만 DBT는 단면 영상을 보여주기 때문에 중첩의 정도가 훨씬 작아져 암 조직의 구별이 쉬워지기 때문이다. 그러나 DBT도 여전히 유방암을 진단하는 데 있어 위양성률과 위음성률이 높아 유방암 진단의 정확도를 획기적으로 높이는 새로운 방법의 개발이 의학계에서 요구되고 있는 실정이다.

[0005] 유방암의 조기진단을 위한 검사에서 유방암 진단의 정확도를 높이기 위한 방법의 하나로, 유방 내 탄성도의 분포를 알려주는 탄성영상법(elastography)이 사용된다. 탄성영상법을 이용하면 유방암 조직의 탄성도(elasticity), 혹은 경도(stiffness)가 정상조직의 탄성도나 경도에 비해 상대적으로 높다는 점을 이용하여 암 조직과 정상조직을 구분할 수 있다. 탄성영상은 조직의 탄성분포를 영상으로 나타낸 것으로 탄성의 크기에 따라 화소(pixel)의 밝기를 조절하든지 혹은 화소의 색깔을 조절하는 방법으로 도시하는 것이 일반적이다.

[0006] 탄성영상법으로 널리 알려진 것은 초음파 탄성영상법(ultrasound elastography; USE)과 자기공명 탄성영상법(magnetic resonance elastography; MRE)이 있다. USE에서는 인체 조직에 고정된 압력인 정압력(static pressure)이나 변동하는 압력인 동압력(dynamic pressure)을 인가하고 이 압력이 조직 내에 야기하는 변위(displacement) 분포를 초음파 촬영기법으로 찾아낸 뒤 이 변위 분포 정보로부터 탄성영상을 계산해낸다. USE는 촬영속도가 빠르다는 장점이 있으나 탄성영상의 공간해상도가 열악하고 진단의 정확도를 저하시키는 영상 아티팩트(artifact)가 많다는 문제점이 있어 임상적으로 널리 쓰이고 있지 못하고 있다. MRE에서는 인체에 주기적으로 변동하는 압력파를 인가하고 이 압력파와 동기를 맞추어 자기공명영상을 촬영한다. 압력파는 자기공명영상으로 촬영하는 부위 내에 주기적인 진동을 유발하는데 이 진동은 자기공명영상에서는 위상의 변화로 표출된다. 진동이 유발하는 위상의 변화를 자기공명영상법을 이용해 측정한 뒤 위상변화 정보로부터 탄성영상을 계산해낼 수 있다. MRE는 USE에 비해 공간해상도와 신호대 잡음비가 높은 장점이 있으나 고가의 자기공명영상장치가 필요하고 또한 유방에 부착할 진동자를 자기공명영상장치 내에 설치해야 하는 기술적인 어려움이 있어 임상적으로 널리 쓰이고 있지 못하고 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0007] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해 안출한 것으로, 본 발명의 목적은 엑스선을 이용하는 DBT(digital breast tomosynthesis)로 얻은 유방의 단면영상으로부터 유방 내의 변형률 영상을 계산하여, 유방암 진단의 정확도를 높일 수 있는 유방조직 변형률 영상장치를 제공하는 데 있다.

[0008] 탄성이 큰 부위는 상대적으로 딱딱하여 변형률(strain)이 작고, 탄성이 작은 부위는 상대적으로 연하여 변형률이 크다. 유방의 경우, 유방암 조직은 정상조직에 비하여 상대적으로 딱딱하여 탄성도는 크고 변형률은 작다. 따라서, 본 발명의 유방조직 변형률 영상장치는 USE(ultrasound elastography)에 비하여 고해상도의 영상을 제공하며, MRE(magnetic resonance elastography)의 경우와 같은 추가적인 진동장치가 필요하지 않기 때문에 유방암 진단에 USE나 MRE보다 효과적이다.

과제 해결수단

[0009] 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 유방조직 변형률 영상장치는, 엑스선관과 엑스선 감지소자를 이용해 유방의 엑스선 투영영상을 얻을 수 있는 데이터 획득장치와, 엑스선관과 엑스선 감지소자를 회전할 수 있는 회전장치와, 유방의 압축 강도를 조정할 수 있는 유방 압축기와, 여러 각도에서 얻은 유방의 투영영상으로부터

유방의 단면영상을 계산하는 영상 재구성장치와, 유방의 압축률을 다르게 하여 얻은 유방의 단면영상으로부터 변형률의 공간적 분포를 계산하는 변형률 계산장치와, 상기 영상 재구성장치에 의해 재구성된 영상과 상기 변형률 계산장치에 의해 계산된 변형률의 공간적 분포를 도시하여 주는 영상 도시장치를 포함한다.

[0010] 상기 변형률 계산장치는, 상기 유방의 압축률을 다르게 하여 얻은 유방의 단면영상으로부터 변위벡터의 공간적 분포를 계산하고, 상기 변위벡터의 공간적 분포로부터 변형률 텐서를 계산하고, 상기 변형률 텐서의 9개 성분으로부터 유방의 진단변수를 계산하는 것을 특징으로 한다.

효 과

[0011] 본 발명에 따른 엑스선을 이용한 유방조직 변형률 영상장치는 다음과 같은 효과가 있다.

[0012] 약한 압축과 강한 압축의 두 압축을 인가하여 DBT(digital breast tomosynthesis) 영상을 획득하고, 획득한 단면영상으로부터 변형률 영상을 재구성하여 도시하므로, USE(ultrasound elastography)보다 공간해상도나 신호대잡음비가 우수하고, MRE(magnetic resonance elastography)보다 장비의 구현이 용이하다. 또한 DBT를 이용하여 엑스선 단면영상을 획득하기 때문에 CT(computed tomography) 영상보다 촬영시간이 짧고 엑스선에 대한 노출이 작다. 그리고 조직을 구분하는 대조도가 엑스선 투영영상보다 높다. 따라서, 엑스선 유방촬영장치(mammography)의 기능을 강화시킬 수 있으며, 유방암 진단의 정확도를 높이는 데 유효하다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0013] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0014] 도 1은 본 발명의 엑스선을 이용한 유방조직 변형률 영상장치를 나타낸 도면이다. 유방 변형률 영상장치는 엑스선을 발생하는 엑스선관(101), 엑스선관의 관전압과 관전류를 제어하는 엑스선 발생기(102), 엑스선이 유방조직을 투과하여 형성하는 엑스선 투영영상 데이터를 획득하기 위한 엑스선 감지소자(103), 유방에 기계적인 압력을 인가하는 유방 압축기(104), 전체 시스템을 제어하는 시스템 제어장치(105), 엑스선 감지소자로부터 투영영상 데이터를 획득하는 데이터 획득장치(106), 획득한 투영영상 데이터로부터 단면영상을 계산하는 영상 재구성장치(107), 재구성된 단면영상으로부터 변형률을 계산하는 변형률 계산장치(108), 그리고 재구성된 단면영상과 변형률영상을 도시하는 영상 도시장치(109)로 구성된다.

[0015] 상기 엑스선관(101)은 엑스선 유방촬영장치(Mammography)에서 쓰는 것과 동일한 것을 사용할 수 있다. 엑스선관은 유방영상의 대조도를 높이기 위해 비교적 낮은 전압, 즉 30kVp 정도에서 작동하는 것이 바람직하다. 엑스선영상의 대조도를 높이기 위해 엑스선 관 앞에 몰리브데넘(molybdenum) 등의 엑스선 흡수 물질로 구성된 엑스선 필터를 설치할 수 있다. 상기 엑스선발생기(102)는 상기 엑스선관(101)에 고전압을 인가하고 엑스선관의 전류인 관전류를 조절하는 역할을 한다. 고전압을 인가할수록 엑스선관에서 발생하는 엑스선 광자의 평균에너지는 증가한다. 유방조직은 지방조직과 유선조직 등 연조직으로 이루어져 있기 때문에 엑스선이 쉽게 투과하므로 유방촬영을 위해서는 30kVp 이하의 낮은 전압을 인가하는 것이 바람직하다. 관전류를 증가하면 엑스선관이 발생하는 엑스선의 선량이 증가한다. 엑스선량이 증가할수록 엑스선 투영영상의 신호대 잡음비는 증가하지만 유방조직이 흡수하는 엑스선 조사량이 증가하므로 적당한 범위에서 관전류를 제어하는 것이 필요하다. 통상 유방촬영에서는 엑스선량을 44mAs 정도를 사용한다.

[0016] 상기 엑스선 감지소자(103)는 유방조직을 투과한 엑스선을 전기신호로 변환하는 장치이다. 통상 2차원 평면 형태를 가진 엑스선 감지소자를 사용한다. 평면형 감지소자로는 비정질형 실리콘(amorphous silicon; a-Si) 타입, CMOS(complementary metal oxide silicon) 타입, 비정질형 셀레늄(amorphous selenium; a-Se) 타입 등이 쓰일 수 있다. 비정질형 실리콘 타입과 CMOS 타입에서는 평면형 섬광체를 이용하여 엑스선을 일차적으로 가시광선을 변환한 뒤 이 가시광선을 다시 전기신호로 변환하는 방법을 쓰고 있는 반면 비정질형 셀레늄 타입에서는 광전현상을 이용해 엑스선을 바로 전기신호로 바꾸는 방법을 쓰고 있다. 평면형 감지소자는 다수의 감지소자를 2차원 배열 형태를 가지고 있는데 보통 2000 × 2500 정도의 배열 크기를 가지고 있다. 엑스선 감지소자의 평면면적은 인체 유방의 투영 면적보다 다소 큰 것이 바람직하다. 18cm × 23cm 크기의 평면형 소자를 쓰는 것이 바람직하다.

[0017] 상기 유방 압축기(104)는 유방을 압축할 때 유방 내 조직들의 탄성에 따라 조직의 변형을 다르게 하기 위해 필요한 것이다. 일반적으로 엑스선 유방촬영기에서는 압축기를 엑스선 산란에 의해 엑스선 영상이 열화되는 것을 막기 위해 쓴다. 본 발명에서는 압축기를 엑스선 산란을 줄이기 위한 종래의 목적에 부가하여 유방 조직의 변형을 유발하기 위한 목적으로 사용한다.

- [0018] 상기 데이터 획득장치(106)는 엑스선 감지소자로부터 출력되는 영상전기신호를 디지털 신호로 변환하여 획득하는 장치이다. 획득된 영상신호는 다음 연산을 위해 메모리에 저장될 수 있다.
- [0019] 상기 영상 재구성장치(107)는 여러 각도에서 획득한 투영영상 데이터로부터 단면영상을 재구성한다.
- [0020] 상기 변형률 계산장치(108)는 상기 재구성된 단면영상으로부터 변형률을 계산하는 변형률 영상을 구성한다. 단면영상의 재구성과 변형률 영상의 재구성을 위한 수학적 연산에는 많은 계산량이 요구된다. 따라서, 상기 수학적 연산을 전문적으로 수행하는 연산장치를 포함할 수 있다.
- [0021] 상기 영상 도시장치(109)는 엑스선 단면영상과 변형률 영상을 도시함으로써 진단에 필요한 정보를 제공하는 장치이다.
- [0022] 일반적인 엑스선 유방촬영장치에서는 엑스선관과 엑스선 감지소자가 고정되어 있어 한쪽 방향에서만 유방의 투영영상을 얻는다. 본 발명에서는 유방의 단면영상을 얻기 위해 엑스선관과 엑스선 감지소자를 같은 각도로 회전하면서 투영영상을 여러 각도에서 받거나 혹은 엑스선 감지소자는 고정시켜 놓고 엑스선관만 회전하면서 여러 각도에서 투영영상을 받는 DBT(digital breast tomosynthesis)의 투영영상 데이터 수집방식을 그대로 활용한다. DBT에서는 15도에서 50도 정도의 각도범위에서 엑스선관과 엑스선 감지소자를 회전하면서 투영영상 데이터를 획득한다. 일반적으로 회전 각도를 크게 하면 단면영상의 종축방향 해상도는 개선할 수 있으나 회전 각도가 커짐으로 해서 전체 시스템의 외형이 커지는 문제점이 있다.
- [0023] 도 2는 엑스선 감지소자(103)는 고정시키고 엑스선관(101)만 회전하는 구조물을 나타낸 도면이다. 엑스선관(101)은 받침대(201)에 고정되어 있는데, 상기 받침대(201)는 회전축(202)을 중심으로 회전할 수 있다. 즉 상기 받침대(201)를 회전하면 엑스선관(101)을 같은 각도로 회전할 수 있는 것이다. 받침대의 회전에는 모터를 사용할 수 있으며 정확한 회전 각도의 제어를 위해 광학 엔코더 등을 이용해 회전 각도를 피드백(feedback)하여 모터를 제어하는 방식을 사용할 수 있다. 도 2에 유방을 압축하는 압축기의 구조를 함께 보였다. 압축기는 고정된 밀판(203)과 상하로 움직일 수 있는 윗판(204)으로 구성되어 있다. 밀판(203)과 윗판(204) 사이에 유방을 삽입하고 윗판(204)을 아래 방향으로 누르면 유방을 압축할 수 있다. 윗판(204)을 아래 방향으로 누르기 위해 모터와 같은 동력장치를 이용할 수 있다. 압축기는 엑스선 감지소자 위에 놓이므로 엑스선 영상에 영향을 주게 된다. 엑스선 흡수율이 낮으면서 유방 압축에 필요한 충분한 기계적 강도를 가진 물질로 압축기를 만드는 것이 바람직하다. 압축기의 재료로는 플라스틱 등을 쓸 수 있으며 압축기의 윗판과 밀판의 두께는 일정하게 하여 엑스선 영상에 음영이 나타나지 않도록 해야 한다.
- [0024] 도 3에 엑스선관(101)과 엑스선 감지소자(103)가 동시에 회전하는 구조물을 나타낸 도면이다. 상기 엑스선관(101)과 엑스선 감지소자(103)는 받침대(201)에 고정되어 있는데 상기 받침대(201)는 회전축(202)을 중심으로 회전한다. 즉 상기 받침대(201)를 회전하면 상기 엑스선관(101)과 엑스선 감지소자(103)를 동시에 같은 각도로 회전시킬 수 있다.
- [0025] 도 4는 유방의 압축강도를 다르게 하여 엑스선 투영영상을 획득하는 상황을 나타낸 도면이다. 좌측도는 유방을 상대적으로 약하게 압축하여 투영영상을 얻고 있는 상황을 우측도는 유방을 상대적으로 강하게 압축하여 투영영상을 얻고 있는 상황을 나타낸다. 엑스선관(101)에서 나온 엑스선 빔(beam)(301)은 압축기와 유방을 통과한 뒤 엑스선 감지소자(103)에서 감지되어 투영영상을 형성하게 된다.
- [0026] 도 5는 엑스선 감지소자(103)를 고정시키고 엑스선관(101)을 일정한 각도로 회전하면서 유방의 투영영상 집합을 획득하는 과정을 나타낸 도면이다. 엑스선관(101)을 시계 방향으로 회전하면서 엑스선 빔(301)을 유방에 투사하면서 투영영상 데이터를 획득하고 있다. 도 5의 구조는 엑스선관의 회전축이 엑스선 감지소자 면에 있을 수 있다. 회전각도 내에서 수집하는 투영영상 데이터의 화면 수는 보통 10에서 20개 정도이다. 투영영상 데이터의 화면 수가 많을수록 단면 영상의 화질은 개선되지만 촬영 시간이 길어지므로 적당한 수의 화면 수를 얻어야 한다.
- [0027] 도 6는 엑스선 감지소자(103)와 엑스선관(101)을 동시에 일정한 각도로 회전하면서 유방의 투영영상 집합을 획득하는 과정을 나타낸 도면이다. 엑스선관(101)을 시계 방향으로 회전시키고 엑스선 빔(301)을 유방에 투사하면서 투영영상 데이터를 획득하고 있다. 도 6과 같은 경우 회전축은 유방의 중앙에 놓는 것이 바람직하다.
- [0028] 도 7은 투영영상 집합으로부터 단면영상을 재구성하는 과정을 나타낸 도면이다. 피사체(401) 내에 네모 모양의 조직(402)과 원 모양의 조직(403)이 종축방향으로 다른 위치에 놓여 있다. 엑스선관을 회전축이 있는 회전면(404)에 중심을 두고 회전하면서 다섯 개의 서로 다른 각도에서 얻은 투영데이터(405)의 집합을 A, B, C, D, E로 나타내었다. 투영데이터 A, B, C, D, E에는 네모 모양 조직과 원 모양 조직의 상대적인 위치가 횡축방향으로

바뀌고 있다. 즉, 네모 모양의 조직(402)은 회전면 위에 있기 때문에 횡축방향으로의 위치가 바뀌지 않는 반면, 원 모양의 조직(403)은 횡축방향으로의 위치가 좌에서 우로 바뀌고 있다. 이 다섯 장의 투영데이터를 전부 합쳐 단면합성영상(406)을 만들면 네모 모양의 조직(402)은 강한 휘도를 가지게 되는 반면 원 모양의 조직(403)은 횡축 방향으로 퍼져 약한 휘도를 가지게 된다. 즉, 단면합성영상(406)은 네모 모양의 조직(402) 부위에 초점이 맞추어지게 된다.

[0029] 도 8은 유방을 압축할 때 탄성이 다른 조직이 변형되는 정도가 서로 다를 수 나타낸 도면이다. 본 발명에서는 DBT로 촬영한 유방의 단면영상으로부터 조직의 탄성에 관한 정보를 얻기 위해 도 4에서 나타낸 것처럼 약한 압축과 강한 압축으로 유방조직의 압축률을 서로 다르게 하여 단면영상을 획득한다. 이때, 획득한 단면영상에는 각 조직의 탄성 특성에 따라 변형률이 다르게 나타난다. 정상적인 유방은 근육, 지방, 유선, 유관 등의 조직으로 이루어져 있으며, 이들 조직은 암조직 보다 큰 변형률은 나타낸다. 도 8의 단면영상(500) 내에는 유선조직과 함께 탄성이 작은 조직으로 이루어진 부위(501)와 탄성이 큰 조직으로 이루어진 부위(502)가 포함되어 있다. 도 8의 좌측도는 유방의 압축을 작게 하여 얻은 영상의 형상도를, 그리고 우측도는 유방의 압축을 크게 하여 얻은 영상의 형상도를 나타내고 있다. 유방의 압축률을 크게 하면 탄성이 작은 부위(501)는 상대적으로 변형이 크게 일어나지만, 탄성이 큰 부위(502)는 변형이 작게 일어난다. 변형이 많이 일어나는 부위와 변형이 작게 일어나는 부위를 구별하여 영상으로 도시하는 변형률 영상은 해당 부위의 탄성에 관한 정보를 내포하고 있으므로 유방암의 진단에 유용하게 쓰일 수 있다.

[0030] 도 9는 유방을 압축할 때 영상의 화소가 이동하는 방향과 크기를 나타내는 변위벡터를 나타낸 도면이다. 인체 조직 등의 대상체(601)에 압력을 인가하면 물체 내에 변형이 일어난다. 변형이 일어나기 전 대상체(601) 내의 두 점 P, Q가 있을 때, 대상체(601)에 압력을 인가하여 변형을 일으키면 물체 내 두 점의 위치는 바뀌게 된다. 위치가 바뀐 두 점을 P^* , Q^* 이라 표기하였다. 점 P에서 P^* 로 위치가 바뀐 것을 변위(displacement)라 하며, 이 변위를 벡터 $\mathbf{u}(P)$ 로 표시하였다. 즉, 변위벡터 $\mathbf{u}(P)$ 는 원래의 위치 P가 변형 후 P^* 로 바뀐 위치벡터를 가리킨다. 대상체 내의 임의의 점에 대해 변위벡터를 모두 구할 수 있다면 변위벡터 $\mathbf{u}$ 는 벡터장(vector field)이 될 것이다. 즉 변위벡터는 3차원 공간함수가 되며 $\mathbf{u}(x,y,z)$ 로 표현된다. 상기 변위벡터의 공간변화율을 변형율(strain)이라 부른다. 변형율은 방향성을 가지므로 일반적으로 텐서(tensor)로 표현된다. 즉 변형율 텐서 ϵ 는 9개의 성분을 가지며 아래의 수학식 1과 같이 변위벡터 성분들의 미분으로부터 구할 수 있다.

수학식 1

$$\begin{pmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yx} & \epsilon_{yy} & \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} & \epsilon_{zy} & \epsilon_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) & \frac{\partial u_y}{\partial y} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right) & \frac{\partial u_z}{\partial z} \end{pmatrix}$$

[0031] 대상체에 대해 3차원 촬영을 하여 변위벡터 $\mathbf{u}$ 의 x, y, z방향 성분인 u_x , u_y , u_z 에 대해 편미분을 취하면 변형율 텐서를 구할 수 있다. 변형율은 조직의 기계적인 물성인 탄성과 밀접하게 관련하고 있다. 즉, 변형률이 작은 부위는 상대적으로 딱딱하여 탄성이 큰 부위이고 반대로 변형률이 큰 부위는 상대적으로 연하여 탄성이 작은 부위이다. 유방의 경우 유방암 조직은 정상조직에 비해 상대적으로 딱딱하다. 따라서 유방암 조직의 변형률은 상대적으로 작다. 변형률을 나타내는 9개의 요소 모두 각각 다른 방향의 변형률을 나타내지만 9개의 요소를 진단에 적합하게 결합하여 하나의 진단변수로 활용할 수 있다. 예를 들면, 아래의 수학식 2의 I_1 , I_2 와 같은 진단변수를 사용할 수 있다.

수학식 2

$$I_1 = |\varepsilon_{xx}| + |\varepsilon_{yy}| + |\varepsilon_{zz}|$$

$$I_2 = |\varepsilon_{xy}| + |\varepsilon_{yz}| + |\varepsilon_{zx}|$$

[0033]

[0034] I_1 은 변형율 텐서의 주성분 크기의 합이고, I_2 는 변형율의 전단성분(shear component)의 크기를 나타낸다.

[0035]

도 10은 3차원 DBT 영상으로부터 변위벡터를 계산하는 과정을 나타낸 도면이다. 3차원 영상을 획득할 때 전술한 바와 같이 유방의 압축을 다르게 하여 두 종류의 3차원 영상(700)을 획득한다. 압축이 약할 때의 영상 내의 점 P는 압축이 강할 때의 영상에서는 위치가 변동하여 점 $P^*(r_1^*)$ 가 된다. 이때, r_1 은 영상 내 위치를 나타내는 위치벡터이다. DBT로 얻은 3차원 영상(700) 내에서, 임의의 점 P의 변위벡터는 아래의 수학식 3과 같이 표현된다.

수학식 3

$$u(P) = r_1^* - r_1$$

[0036]

[0037]

압축물을 작게 하여 얻은 첫 번째 영상 내 점 P가 압축물을 크게 하여 얻은 두 번째 영상에서 이동한 점 P^* 를 찾기 위해서는 여러 가지 방법을 적용할 수 있는데 두 영상간의 상관관계를 탐색하는 것이 하나의 예이다. 먼저, 첫 번째 영상 내의 한 점 P를 중심으로 적당한 크기의 창(window) $W_1(701)$ 을 설정한다. 창의 크기는 영상의 성질에 따라 다르게 할 수 있는데, 예를 들면 $15 \times 15 \times 15$ 정도의 크기를 선택할 수 있다. 이 창 내에 있는 화소의 분포와 가장 유사한 분포를 갖는 창 $W_2(702)$ 의 중심점 P^* 를 두 번째 영상에서 찾아내면 수학식 3에 의해 변위벡터를 구할 수 있다. P^* 의 위치를 찾기 위해서는 두 번째 영상 내에서 원래의 창 W_1 을 x, y, z의 세 방향으로 이동하면서 두 창 사이의 상관계수를 계산해야 한다. 창을 이동하면서 상관계수를 계산하고, 이 상관계수 값이 가장 큰 창의 위치를 두 번째 영상에서 찾으면, 그 창의 위치가 P^* 의 위치가 된다. 이와 같은 방법으로 첫 번째 영상의 모든 화소에 대해 이동한 점을 찾으면 변위벡터장(displacement vector field) $u(x,y,z)$ 를 구할 수 있다. 상기 변위벡터장에 대해 수학식 1과 같이 미분을 취해 변형율 텐서를 구할 수 있으며, 이 텐서로부터 진단변수 $I_1(x,y,z)$ 혹은 $I_2(x,y,z)$ 등을 구해 이를 영상으로 도시할 수 있다. 상기 변형율 영상은 조직의 탄성에 관한 정보를 내포하고 있다.

[0038]

이상에서 설명한 내용을 통해 당업자라면 본 발명의 기술 사상을 이탈하지 아니하는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 범위는 실시예에 기재된 내용으로 한정되는 것이 아니라 특허 청구의 범위에 의해 정해져야 한다.

도면의 간단한 설명

[0039]

도 1은 본 발명의 엑스선을 이용한 유방조직의 변형율 영상장치를 나타낸 도면,

[0040]

도 2는 엑스선 감지소자는 고정시키고 엑스선관만 회전하는 구조물을 나타낸 도면,

[0041]

도 3은 엑스선관과 엑스선 감지소자가 동시에 회전하는 구조물을 나타낸 도면,

[0042]

도 4는 유방의 압축강도를 다르게 하여 엑스선 투영영상을 획득하는 상황을 나타낸 도면,

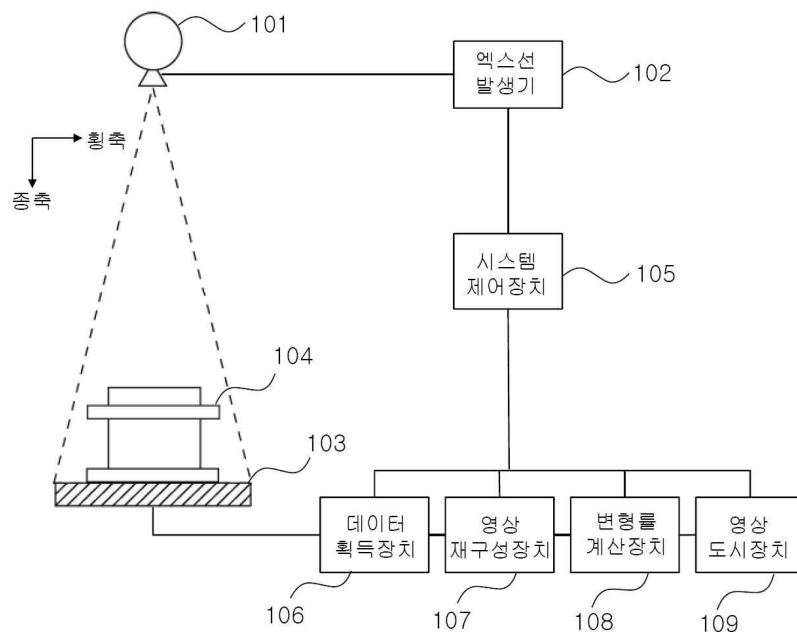
[0043]

도 5는 엑스선 감지소자를 고정시키고 엑스선관을 일정한 각도로 회전하면서 유방의 투영영상 집합을 획득하는 과정을 나타낸 도면,

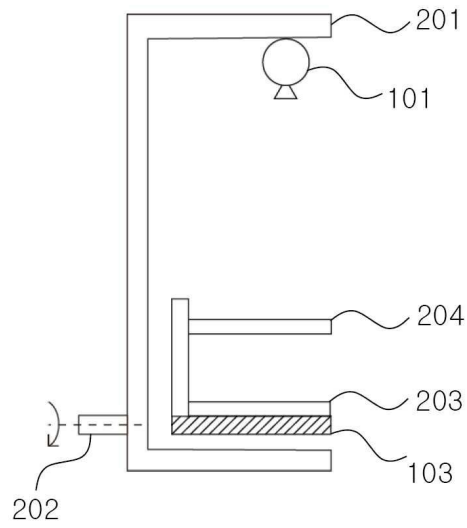
- [0044] 도 6은 엑스선 감지소자와 엑스선관을 동시에 일정한 각도로 회전하면서 유방의 투영영상 집합을 획득하는 과정을 나타낸 도면,
- [0045] 도 7은 투영영상 집합으로부터 단면영상을 재구성하는 과정을 나타낸 도면,
- [0046] 도 8은 유방을 압축할 때 탄성이 다른 조직이 변형되는 정도가 서로 다를 것을 나타낸 도면,
- [0047] 도 9는 유방을 압축할 때 영상의 화소가 이동하는 방향과 크기를 나타내는 변위벡터를 나타낸 도면,
- [0048] 도 10은 3차원 엑스선 영상으로부터 변위벡터를 계산하는 과정을 나타낸 도면이다.
- [0049] * 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명
- [0050] 101: 엑스선관
- [0051] 103: 엑스선 감지소자
- [0052] 104: 유방 압축장치
- [0053] 108: 변형률 계산장치
- [0054] 201: 엑스선과 엑스선 감지소자를 고정하는 받침대
- [0055] 202: 받침대를 회전하는 회전축
- [0056] 203: 유방 압축장치의 밑판
- [0057] 204: 유방 압축장치의 윗판
- [0058] 404: 단면 영상을 계산하는 초점면
- [0059] 405: 정해진 각도에서 얻은 엑스선 투영영상
- [0060] 406: 엑스선 투영 영상으로부터 계산한 단면영상
- [0061] 501: 유방 내 탄성이 적은 부위
- [0062] 502: 유방 내 탄성이 큰 부위
- [0063] 701: 변위벡터를 계산하기 위한 3차원 영상 내 창

도면

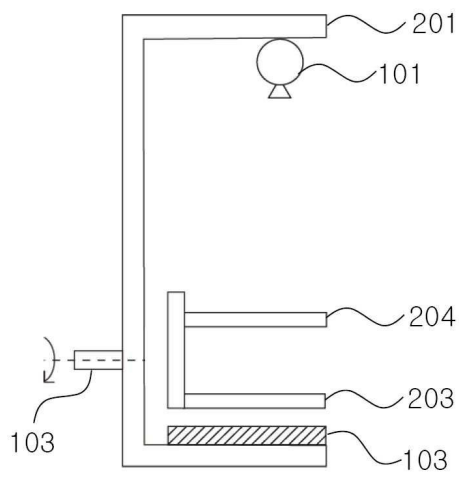
도면1



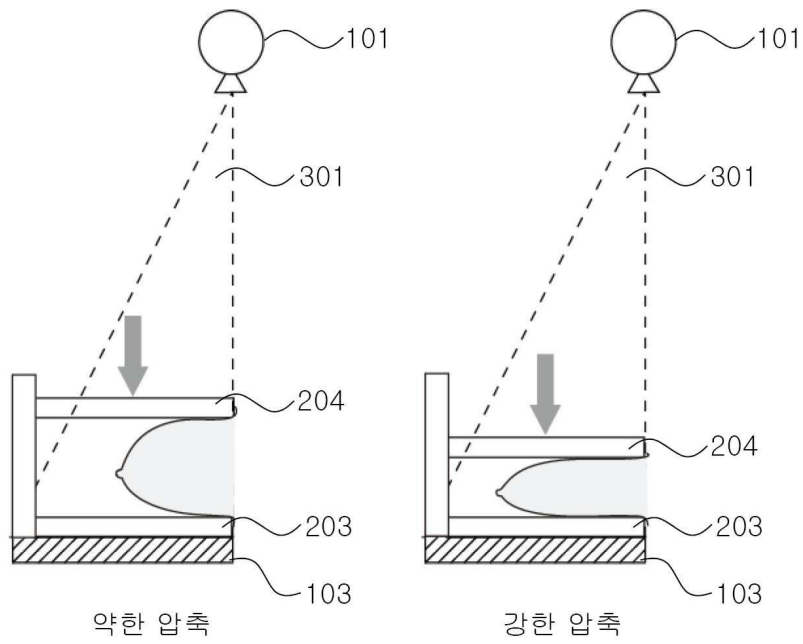
도면2



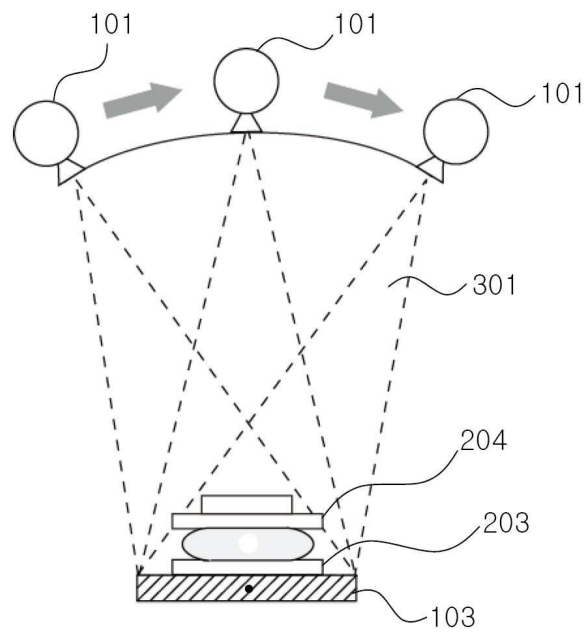
도면3



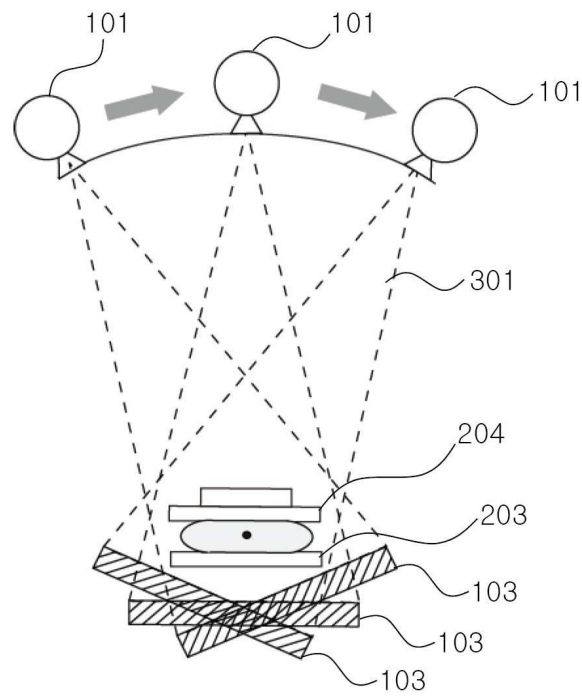
도면4



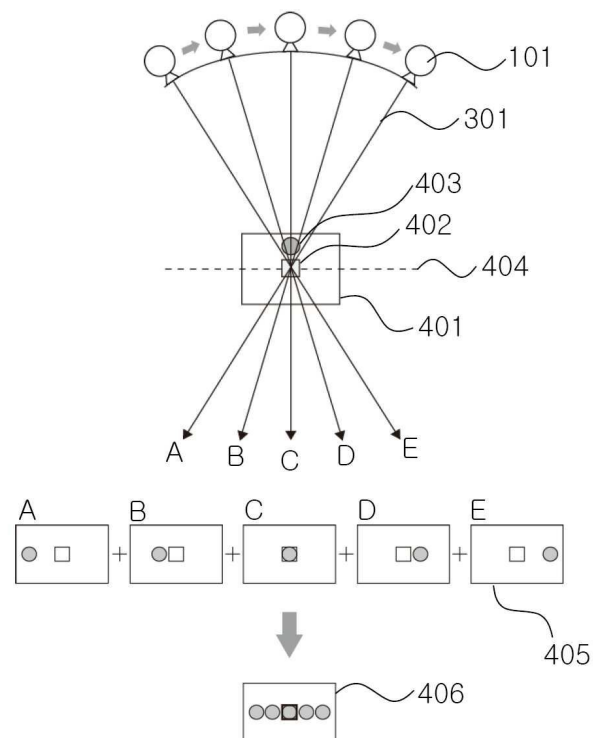
도면5



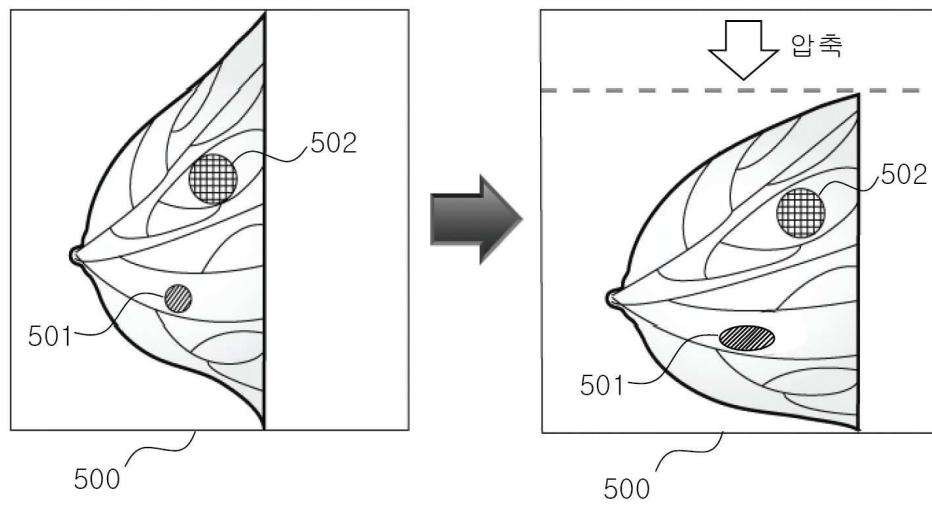
도면6



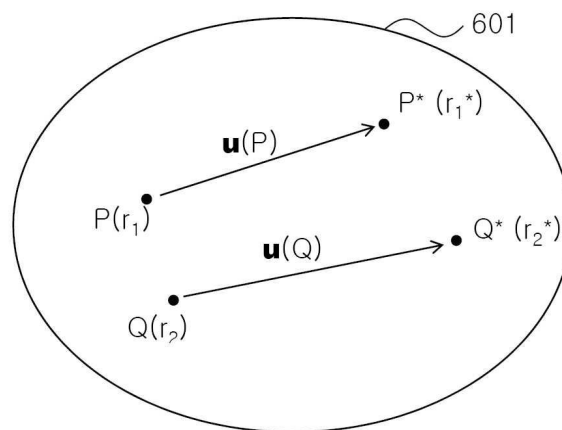
도면7



도면8



도면9



도면10

