



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년02월16일
(11) 등록번호 10-1014558
(24) 등록일자 2011년02월08일

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0068909

(22) 출원일자 2008년07월16일

심사청구일자 2009년07월08일

(65) 공개번호 10-2010-0008432

(43) 공개일자 2010년01월26일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020070077538 A*

KR1020080024327 A

KR1020060050431 A

JP2007029737 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자

신동국

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩 연구소 3층

김종식

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩 연구소 3층

(74) 대리인

윤지홍, 장수길, 백만기

전체 청구항 수 : 총 8 항

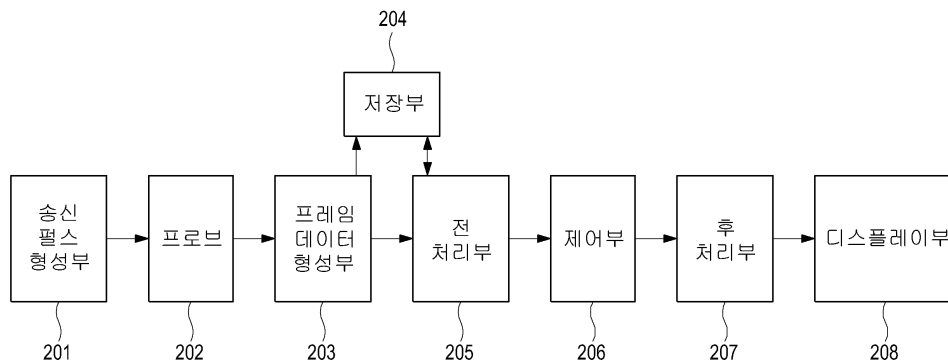
심사관 : 오재윤

(54) 스트레인 정규화를 통한 탄성영상 형성 방법 및 그를 위한초음파 시스템

(57) 요약

조직 내의 병변의 추이를 보고 진단이 가능한 탄성영상 형성 방법 및 그를 위한 초음파 시스템이 개시된다. 본 발명에 따르면, 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때의 프레임 데이터를 형성하고, 프레임 데이터 간에 변위를 계산하여 변위를 이용해 스트레인을 산출한다. 그리고, 산출된 각 스트레인에서 정규화 기준값을 구하여, 정규화 기준값을 이용하여 탄성영상을 형성하고, 탄성영상을 디스플레이한다.

대 표 도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

삭제

청구항 2

탄성영상 형성 방법으로서,

- a) 스트레스를 가하지 않을 때의 제1 프레임 데이터 및 스트레스를 가할 때의 제2 프레임 데이터를 입력받는 단계;
- b) 상기 제1 및 제2 프레임 데이터를 이용하여 스트레인을 산출하는 단계;
- c) 상기 스트레인을 이용하여 정규화 기준값을 설정하는 단계; 및
- d) 상기 정규화 기준값을 이용하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함하되,

상기 정규화 기준값은, 상기 스트레인에서 빈도수가 가장 높은 값 및 상기 스트레인의 전체 평균값 중 어느 하나인, 탄성영상 형성 방법.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 단계 d)는

상기 스트레인에서 상기 정규화 기준값보다 작은 스트레인을 검출하는 단계; 및

상기 검출된 스트레인을 이용하여 상기 탄성영상을 형성하는 단계

를 포함하는 탄성영상 형성 방법.

청구항 4

제2항에 있어서, 상기 단계 d)는,

상기 스트레인에서 상기 정규화 기준값보다 큰 스트레인을 검출하는 단계; 및

상기 검출된 스트레인을 이용하여 상기 탄성영상을 형성하는 단계

를 포함하는 탄성영상 형성 방법.

청구항 5

제2항에 있어서, 상기 단계 d)는,

상기 스트레인에서 상기 정규화 기준값보다 작은 스트레인 및 상기 정규화 기준값보다 큰 스트레인을 검출하는 단계; 및

상기 검출된 스트레인을 이용하여 상기 탄성영상을 형성하는 단계

를 포함하는 탄성영상 형성 방법.

청구항 6

삭제

청구항 7

초음파 시스템으로서,

스트레스를 가하지 않을 때의 제1 프레임 데이터 및 스트레스를 가할 때의 제2 프레임 데이터를 형성하기 위한 수단;

상기 제1 및 제2 프레임 데이터를 이용하여 스트레인을 산출하고, 산출된 각 스트레인에서 정규화 기준값을 구

하기 위한 수단; 및

상기 정규화 기준값을 이용하여 탄성영상을 형성하기 위한 수단을 포함하되,

상기 정규화 기준값은, 상기 스트레인에서 빈도수가 가장 높은 값 및 상기 스트레인의 전체 평균값 중 어느 하나인, 초음파 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 탄성영상을 형성하기 위한 수단은, 상기 스트레인에서 상기 정규화 기준값보다 작은 스트레인을 검출하고, 상기 검출된 스트레인을 이용하여 상기 탄성영상을 형성하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 9

제7항에 있어서, 상기 탄성영상을 형성하기 위한 수단은, 상기 스트레인에서 상기 정규화 기준값보다 큰 스트레인을 검출하고, 상기 검출된 스트레인을 이용하여 상기 탄성영상을 형성하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 10

제7항에 있어서, 상기 탄성영상을 형성하기 위한 수단은, 상기 스트레인에서 상기 정규화 기준값보다 작은 스트레인과 상기 정규화 기준값보다 큰 스트레인을 검출하고, 상기 검출된 스트레인을 이용하여 상기 탄성영상을 형성하도록 동작하는 초음파 시스템.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 스트레인 정규화를 통한 탄성영상 형성 방법 및 그를 위한 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 스트레인을 정규화하여 초음파 탄성영상을 평균 스트레인에 대한 변화율로 구현함으로써 병변의 추이를 보고 진단할 수 있도록 하는 탄성영상 형성 방법 및 그를 위한 초음파 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 시스템은 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 대상체의 불연속면에서 반사되어 되돌아오는 초음파 신호를 수신하고, 수신된 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하여 소정의 영상 장치를 통하여 출력함으로써 대상체의 내부 상태를 진단한다.

[0003] 초음파 영상은 조직 사이의 임피던스 차이에 의한 반사계수를 이용하는 B-모드(Brightness-mode)로써 주로 표현된다. 그러나, 종양이나 암조직과 같이 주위의 조직과 비교하여 반사계수가 차이 나지 않는 부분은 초음파 영상에서 관찰되기 어렵다. 이와 같이 반사계수가 차이가 나지 않는 조직은 기계적인 특성을 영상화하는 탄성영상법(Elastography)으로 표현할 수 있다. 즉, B-모드 영상에서는 정상 조직과 비정상 조직 간의 산란 효율의 차이가 크지 않아 구별이 어려우나, 외부에서 힘(Stress)을 가할 때와 가하지 않을 때 매질의 기계적인 반응 차이를 이용하여 인체 내의 병변을 분석하는 탄성영상법을 이용하면 정상 조직과 비정상 조직 간의 구별이 가능해진다.

[0004] 탄성영상법은 B-모드(B-mode) 영상에서 진단할 수 없는 조직의 기계적인 성질을 영상화하므로 병변의 진단에 큰 도움을 준다. 탄성영상법은 조직의 탄성이 병리학적 현상과 관련 있음을 이용한다. 예를 들어, 종양이나 암조직은 주위의 연조직에 비해서 조직이 단단하므로 외부에서 같은 힘을 가했을 때 주위 조직보다 변형 정도가 작다.

[0005] 이처럼 탄성영상법은 외부에서 동일한 힘을 가하여 조직을 변형시킬 경우 암과 같이 단단한 조직은 변형되는 정도가 적고 연한 조직은 쉽게 모양이 변하는 현상을 이용해 조직의 병변을 확인하는 영상기법이다. 단위 면적당 가해지는 힘인 응력(Stress, 스트레스)에 의해 변형된 정도를 변형률(Strain, 스트레인)이라고 하며, 탄성계수(Young's modulus) E는 스트레인에 대한 스트레스의 비율값으로 정의된다. 인체 내의 탄성계수 측정은 매질에 일정한 힘을 인가한 후 변형된 정도를 측정하여 그 비율을 구하면 되지만, 인체 내의 탄성계수는 스트레스 분포를 정확히 측정할 수 없기 때문에 인체 내의 스트레스 분포가 동일하다는 가정을 전제로 하여 스트레인만으로도 탄성을 추정한다. 즉, 초음파 탄성영상에서는 인체 내에 가해진 스트레스 분포를 정확히 측정하기 어렵기 때문에, 스트레인만을 측정하여 영상화를 하고 있다. 따라서, 상대값으로 탄성영상을 표현하기 때문에 측정하는 사

람마다, 또는 측정하는 시기마다 다르게 표현되기 때문에 조직 내의 병변의 추이(예로서, 크기, 면적 등)를 보고 진단하는 것이 불가능하다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0006] 본 발명의 목적은 스트레인을 정규화하여 초음파 탄성영상을 평균 스트레인에 대한 변화율로 구현함으로써 병변의 추이를 보고 진단할 수 있도록 하는 탄성영상 형성 방법 및 그를 위한 초음파 시스템을 제공하는 것이다.

과제 해결수단

[0007] 본 발명의 일 특징에 따르면, 조직 내의 병변의 추이를 보고 진단이 가능한 탄성영상 형성 방법이 개시된다. 본 발명에 의하면, 스트레스를 가하지 않을 때의 제1 프레임 데이터 및 스트레스를 가할 때의 제2 프레임 데이터를 입력받고, 상기 제1 및 제2 프레임 데이터를 이용하여 스트레인을 산출하고, 상기 스트레인을 이용하여 정규화 기준값을 설정하며, 상기 정규화 기준값을 이용하여 탄성영상을 형성한다.

[0008] 본 발명의 다른 특징에 따르면, 조직 내의 병변의 추이를 보고 진단이 가능한 초음파 시스템이 개시된다. 본 발명에 의하면, 스트레스를 가하지 않을 때의 제1 프레임 데이터 및 스트레스를 가할 때의 제2 프레임 데이터를 형성하기 위한 수단; 상기 제1 및 제2 프레임 데이터를 이용하여 스트레인을 산출하고, 산출된 각 스트레인에서 정규화 기준값을 구하기 위한 수단; 및 상기 정규화 기준값을 이용하여 탄성영상을 형성하기 위한 수단을 포함한다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 정규화 기준값은, 각 스트레인에서 빈도수가 가장 높은 값 혹은 각 스트레인의 전체 평균값 중 어느 하나이다.

효 과

[0010] 본 발명에 의하면, 같은 부분에 대해서 주를 이루고 있는 탄성을 알 수 있고, 이를 기준으로 관심 영역이 어느 정도로 단단해지거나 연해지고 있는 추이를 알 수 있으며, 추이를 통해 환자에 대한 진행경과의 추적이 가능해진다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0011] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들에 대해 상세히 설명한다. 다만, 이하의 설명에서는 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 우려가 있는 경우, 널리 알려진 기능이나 구성에 관한 구체적 설명은 생략하기로 한다.

[0012] 도 2는 본 발명의 실시예에 따라 초음파 시스템의 구성을 도시한 도면이다.

[0013] 이해를 돕기 위하여, 대상체에 스트레스를 인가하기 전, 후의 초음파 신호를 도 1을 참조하여 살펴보기로 한다.

[0014] 먼저, 단위 면적당 가해지는 힘인 응력, 즉 스트레스(Stress)를 인가하기 전에 대상체에 초음파를 인가하여 기준신호(102)를 얻고, 대상체의 표면에 스트레스를 가하여 대상체를 압축한 후 초음파 신호(103)를 얻는다. 스트레스는 초음파 프로브를 이용하여 대상체에 인가할 수 있다.

[0015] 대상체에 압축을 가하면 대상체 내의 반사체들이 압축 방향으로 이동한다. 이러한 반사체의 이동에 따라 압축되기 전과 비교할 때 초음파 수신신호의 이동이 나타난다. 따라서, 두 신호 사이의 이동, 즉 지연시간을 계산함으로써 매질의 변위를 구할 수 있다. 이러한 변위는 대상체의 단단함에 따라 달라지므로 매질의 특성을 알 수 있다.

[0016] 한편, 도 1에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(101)에 가까운 곳에서는 신호의 이동이 작지만 먼 곳에서는 변위가 누적되어 신호 간 이동이 크게 나타난다.

[0017] 조직에 일정한 압력을 한 방향으로 가하면 조직의 단단한 정도에 따라 변형된 정도가 다르게 나타난다. 따라서, 외부 또는 내부에서 인가된 힘에 대하여 매질의 이동 변위(Displacement)를 계산하고, 변위의 함수를 미분하여 기울기를 구하면 변형률, 즉 스트레인을 구할 수 있다. 이 스트레인 값에 기초하여 탄성영상을 구성한다. 변위를 구하는 방법은 교차상관(Cross-correlation) 방법 또는 자기상관(Auto-correlation) 방법을 이용한다.

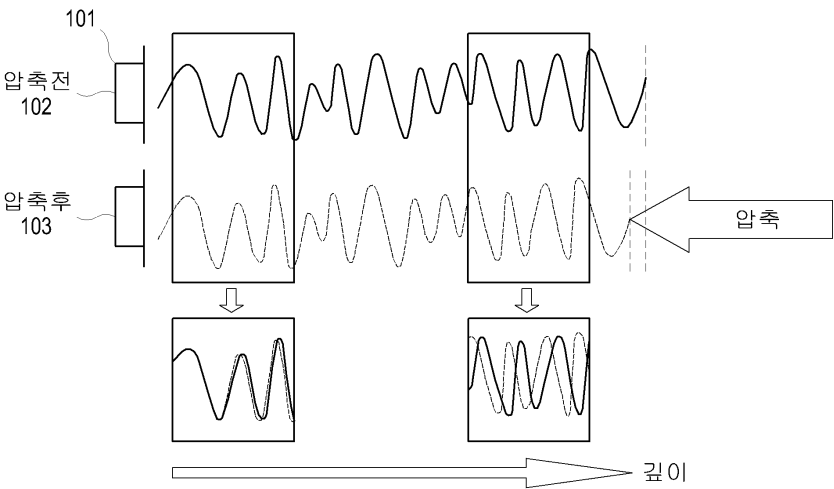
[0018] 이와 같이 두 신호 간의 변위에 따른 스트레인을 구할 수 있기 때문에, 본 발명에서는 두 프레임(제1 및 제2 프

레이) 간에 픽셀별 혹은 블록 단위(예를 들어, 4×4 , 8×8 등)의 변위에 따른 스트레인을 구하고(다수의 스트레인이 계산됨), 정규화 기준값(전체 스트레인의 평균 혹은 빈도수가 가장 높은 스트레인)을 바탕으로 탄성영상을 형성한다. 이와 같이 정규화 기준값을 바탕으로 탄성영상을 형성하게 되면, 측정하는 사람 혹은 측정시기마다 스트레스가 달라져도 정규화 기준값은 변하지 않게 되어 객관적인 탄성영상을 얻을 수 있게 된다. 여기서, 제1 프레임은 스트레스를 가하기 전의 프레임 데이터이고, 제2 프레임은 스트레스를 가한 후의 프레임 데이터이다.

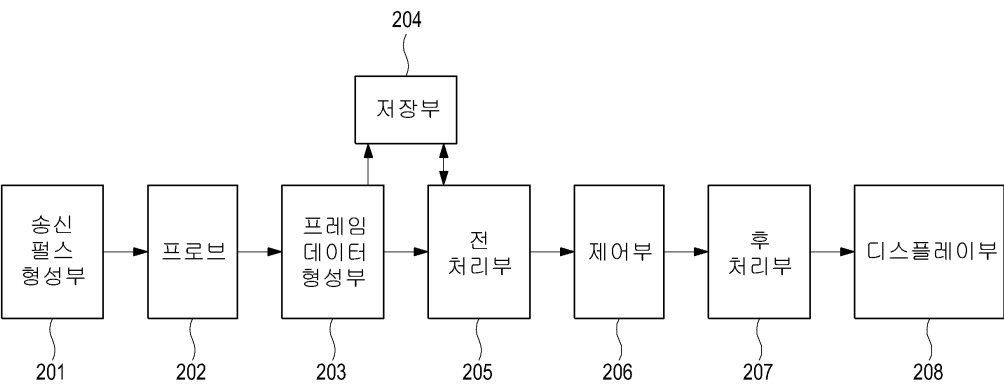
- [0019] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 초음파 시스템은 송신펄스 형성부(201), 프로브(202), 프레임 데이터 형성부(203), 전처리부(205), 제어부(206), 후처리부(207), 디스플레이부(208) 등을 포함한다.
- [0020] 송신펄스 형성부(201)는 대상체에 스트레스가 가해지지 않을 때 제1 송신펄스를 형성하고, 스트레스가 가해질 때 제1 송신펄스와 다른 파형을 갖는 제2 송신펄스를 형성한다. 제1 및 제2 송신펄스는 B-모드 초음파 영상 형성을 위한 송신펄스이다. 대상체는 대상체 내의 반사체, 반사체 주변의 매질 등을 모두 포함한다.
- [0021] 프로브(202)는 제1 송신펄스 또는 제2 송신펄스를 제1 초음파 송신신호 및 제2 초음파 송신신호로 각각 변환시켜 대상체에 전달하고, 대상체로부터 입력되는 초음파 에코신호에 기초하여 제1 및 제2 수신신호를 각각 형성한다.
- [0022] 프레임 데이터 형성부(203)는 제1 수신신호 또는 제2 수신신호를 집속하여 프레임 데이터(제1 프레임 데이터, 제2 프레임 데이터)를 형성한다. 프레임 데이터는 RF 데이터 또는 기저대역 복수 데이터(Baseband Complex Data) 형식을 갖는다.
- [0023] 저장부(204)는 프레임 순으로 프레임 데이터를 저장한다. 저장부(204)는 제1 수신신호가 집속되어 형성된 제1 프레임 데이터와 제2 수신신호가 집속되어 형성된 제2 프레임 데이터를 저장한다.
- [0024] 전처리부(205)는 저장부(204)에서 제1 및 제2 프레임 데이터를 추출하여 제1 수신신호 및 제2 수신신호를 로그 압축하여 진폭을 키우고, 노이즈에 의한 오차를 감소시킨다. 로그 압축은 공지 기술에 따른다.
- [0025] 제어부(206)는 전처리된 제1 및 제2 프레임 데이터로부터 대상체의 정규화 기준값을 산출한다. 이때, 정규화 기준값은 제1 및 제2 프레임(예로서, 16×16 , 32×32 , 64×64 등) 간에 픽셀별 혹은 블록 단위(예를 들어, 4×4 , 8×8 등)의 변위에 따른 스트레인의 전체 평균 혹은 빈도수가 가장 높은 스트레인이 된다. 또한, 정규화 기준값은 한 프레임에서의 각 스캔라인에 대해 구한 스트레인의 전체 평균 혹은 빈도수가 가장 높은 스트레인이 된다.
- [0026] 일 예로, 제어부(206)는 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때의 프레임 데이터의 각 수신신호(제1 및 제2 수신신호)에 기초하여 교차상관 방법 또는 자기상관 방법으로 변위를 계산하고, 변위를 거리에 대해 미분을 하여 국부 변위, 즉 제1 스트레인을 산출한다. 또한, 제3 및 제4 수신신호에 대한 변위, 즉 제2 스트레인을 산출한다. 이와 같은 방식으로 제3 내지 제10 스트레인을 산출한다. 다른 예로, 제1 프레임 데이터와 제2 프레임 데이터를 샘플링 간격 단위로 비교하여 제1 변위를 계산하고, 제1 프레임 데이터와 제2 프레임 데이터를 보간한 후 샘플링 간격 단위 내에서 데이터를 비교하여 제2 변위를 계산한 후, 제1 변위와 제2 변위를 합하여 최종 변위를 계산하고, 계산된 최종 변위를 이용하여 대상체의 조직들의 스트레인을 계산한다. 그리고, 계산된 최종 변위 중 최대 변위를 이용하여 탄성영상의 프레임을 형성하기 위한 스캔라인별로 스트레인을 계산한다. 스트레인 산출은 공지 기술에 따른다. 그리고, 제어부(206)는 산출된 각 스트레인에서 정규화 기준값을 산출한다.
- [0027] 본 발명의 일 실시예에 따라 정규화 기준값 산출 과정을 살펴보면, 우선 스트레인 이미지를 정규화하여 원하는 레벨로 만들고, 이러한 레벨을 축으로 하여 도 4와 같은 히스토그램을 생성한다. 이 히스토그램에서 빈도수가 가장 높은 곳을 선택하여 정규화 기준값으로 설정한다. 예컨대, 제1 내지 제10 스트레인 중에서 '스트레인 2'가 3개, '스트레인 2.5'가 3개, '스트레인 3'이 4개인 경우, 정규화 기준값은 '스트레인 3'이 된다. 개념상 빈도수가 가장 많이 존재하는 곳이 평균 매질일 가능성이 높다. 그러나, 제1 내지 제10 스트레인 중에서 '스트레인 2'가 2개, '스트레인 2.5'가 2개, '스트레인 3'이 3개, '스트레인 3.5'가 3개인 경우, 정규화 기준값은 '스트레인 3' 또는 '스트레인 3.5' 중 하나가 된다. 물론, 이 경우 관심 영역의 진행 경과를 알기 위해서, 정규화 기준값은 계속해서 같은 기준값(예로서, 스트레인 3)을 선택한다. 일 예로, 동일한 기준값으로 수술 전과 수술 후 병변의 추이를 진단하는 것이다.
- [0028] 한편, 정규화 기준값을 빈도수가 가장 높은 스트레인으로 하지 않고, 전체 스트레인의 평균값으로 할 수도 있다.
- [0029] 이와 같이 구한 정규화 기준값(전체 스트레인의 평균 혹은 빈도수가 가장 높은 스트레인)은 탄성영상을 디스플레이

도면

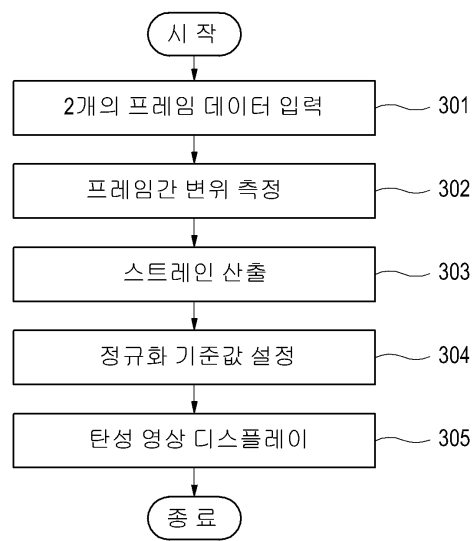
도면1



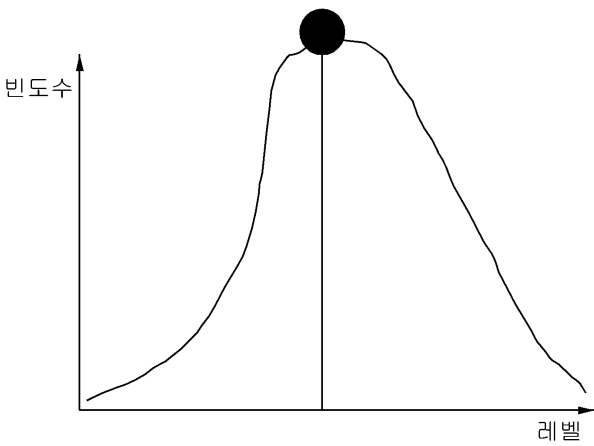
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	通过应变归一化形成弹性图像的方法及其超声系统		
公开(公告)号	KR101014558B1	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	KR1020080068909	申请日	2008-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	SHIN DONG KUK 신동국 KIM JONG SIK 김종식		
发明人	신동국 김종식		
IPC分类号	A61B A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR1020100008432A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：通过实施超声波弹性图像作为平均应变的变化率，通过应变归一化的弹性图像形成方法及其超声系统，在检查病变发展后对患者进行诊断。组织结构：输入帧数据分别在施加应力和未施加应力时（301）。计算帧数据之间的位移（302）。使用位移计算应变（303）。在计算的每个菌株中获得标准化标准值。使用归一化标准值形成弹性图像（305）。标准化标准值是每个菌株的整体平均值。COPYRIGHT KIPO 2010

