



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년12월22일
 (11) 등록번호 10-1097651
 (24) 등록일자 2011년12월15일

(51) Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01) *G06T 5/50* (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2010-0095702
 (22) 출원일자 2010년10월01일
 심사청구일자 2010년10월01일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR100908248 B1*
 KR1020070077538 A*
 KR1020100008432 A*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
삼성메디슨 주식회사
 강원 홍천군 남면 양덕원리 114
 (72) 발명자
정목근
 서울 노원구 상계9동 보람아파트 203-907
박상식
 서울 강남구 대치동 1003번지 메디슨빌딩 연구소 3층
권성재
 서울 동대문구 청량리1동 미주아파트 4-902
 (74) 대리인
윤지홍, 장수길, 백만기

전체 청구항 수 : 총 5 항

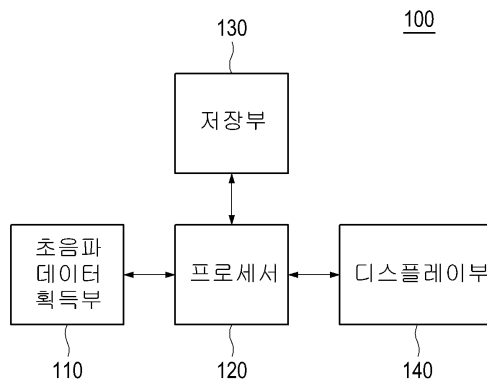
심사관 : 조천환

(54) 전역 균일 신장에 기초하여 탄성영상을 제공하는 초음파 시스템 및 방법

(57) 요약

대상체에 압축(compression)을 가하기 전과 후의 초음파 데이터 간의 변형률(strain)에 기초하여 대상체에 압축을 가한 후의 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시켜 탄성영상을 제공하는 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하고, 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및 초음파 데이터 획득부에 연결되고, 제1 초음파 데이터와 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률을 산출하고, 제1 변형률에 기초하여 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장(globally uniform stretching)을 수행하고, 제1 초음파 데이터와 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하며, 제2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하도록 동작하는 프로세서를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 시스템으로서,

대상체에 압축(compression)을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하고, 상기 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및

상기 초음파 데이터 획득부에 연결되고, 상기 제1 초음파 데이터와 상기 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률(strain)을 산출하고, 상기 제1 변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장(globally uniform stretching)을 수행하고, 상기 제1 초음파 데이터와 상기 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하며, 상기 제2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하도록 동작하는 프로세서

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 제1 변형률에 기초하여 상기 전역 균일 신장을 수행하기 위한 역변형률을 산출하고,

상기 역변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터에 상기 전역 균일 신장을 수행하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 3

탄성영상을 제공하는 방법으로서,

a) 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하는 단계;

b) 상기 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하는 단계;

c) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률을 산출하는 단계;

d) 상기 제1 변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장을 수행하는 단계;

e) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하는 단계; 및

f) 상기 2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계

를 포함하는 탄성영상 제공 방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 단계 d)는,

상기 제1 변형률에 기초하여 상기 전역 균일 신장을 수행하기 위한 역변형률을 산출하는 단계; 및

상기 역변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터에 상기 전역 균일 신장을 수행하는 단계

를 포함하는 탄성영상 제공 방법.

청구항 5

탄성영상을 제공하는 방법을 수행하기 위한 프로그램을 저장하는 컴퓨터 판독가능 기록매체로서, 상기 방법은,

a) 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하는 단계;

b) 상기 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하는 단계;

- c) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률을 산출하는 단계;
 - d) 상기 제1 변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장을 수행하는 단계;
 - e) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하는 단계; 및
 - f) 상기 2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계
- 를 포함하는 컴퓨터 판독가능 기록매체.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 전역 균일 신장(globally uniform stretching)에 기초하여 탄성영상을 제공하는 초음파 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다. 대상체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 초음파 시스템은 대상체 내부의 고해상도 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있어 의료 분야에서 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 초음파 시스템은 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)의 반사 계수를 2차원 영상으로 보이는 B 모드(brightness mode) 영상을 제공하고 있다. B 모드 영상은 매질의 음향 임피던스를 영상화하는 것으로, 종양 또는 압과 같은 비정상 조직은 정상 조직과 비교하여 반사계수의 차이가 나지 않아 B 모드 영상을 이용하여 비정상 조직을 관측하는데 어려움이 있다.

[0004] 이와 같이, 반사계수의 차이가 나지 않는 조직은 외부에서 힘, 즉 스트레스(stress)를 가하지 않았을 때와 가하였을 때 매질의 기계적인 반응 차이를 이용하여 대상체의 병소를 분석하는 탄성 영상법이 있다. 탄성 영상법은 기준영상에서 진단할 수 없는 조직의 기계적인 성질을 영상화하므로 병소의 진단에 큰 도움을 준다. 이 탄성 영상법은 조직의 탄성이 병리학적 현상과 관련 있음을 이용한다. 예를 들어 암이나 종양과 같은 비정상 조직은 정상 조직에 비해 단단하므로 외부에서 동일한 크기의 스트레스를 가하였을 때 정상 조직에 비해 변형되는 정도가 작다. 탄성영상(즉, 변형률 영상)을 디스플레이부에 표시할 때 사용자의 시각 특성을 반영하여 단단한 부위는 어둡게 표시되고, 조직이 무를수록 밝게 표시된다. 따라서, 종양이나 암이 존재하는 단단한 부위는 어둡게 표시되어 어두운 부분의 콘트라스트(contrast)는 저하되어 표시되는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 대상체에 압축(compression)을 가하기 전과 후의 초음파 데이터 간의 변형률(strain)에 기초하여 대상체에 압축을 가한 후의 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시켜 탄성영상을 제공하는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 대상체에 압축(compression)을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하고, 상기 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및 상기 초음파 데이터 획득부에 연결되고, 상기 제1 초음파 데이터와 상기 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률(strain)을 산출하고, 상기 제1 변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장(globally uniform stretching)을 수행하고, 상기 제1 초음파 데이터와 상기 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하며, 상기 제2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하도록 동작하는 프로세서를 포함한다.

[0007] 또한, 본 발명에 따른 탄성 영상 제공 방법은, a) 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하는 단계; b) 상기 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하는 단계; c) 상기 제1

초음파 데이터와 상기 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률을 산출하는 단계; d) 상기 제1 변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장(globally uniform stretching)을 수행하는 단계; e) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하는 단계; 및 f) 상기 제2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함한다.

[0008] 또한, 탄성 영상을 제공하는 방법을 수행하기 위한 프로그램을 저장하는 컴퓨터 판독가능 기록매체로서, 상기 방법은, a) 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 제1 초음파 데이터를 획득하는 단계; b) 상기 대상체에 상기 압축을 가하는 동안에 제2 초음파 데이터를 획득하는 단계; c) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 제2 초음파 데이터 간에 제1 변형률을 산출하는 단계; d) 상기 제1 변형률에 기초하여 상기 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장(globally uniform stretching)을 수행하는 단계; e) 상기 제1 초음파 데이터와 상기 전역 균일 신장된 제2 초음파 데이터 간에 제2 변형률을 산출하는 단계; 및 f) 상기 제2 변형률에 기초하여 탄성영상을 형성하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0009] 본 발명은 종양, 암 등과 같이 스트레인 값이 작은 단단한 영역을 크게 표현하고, 상관 계산시 에러에 의해 큰 위상값을 갖는, 즉 스트레인 값이 큰 노이즈 영역을 작게 표현할 수 있어, 사용자에게 보다 정확한 탄성영상을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도.
 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부의 구성을 보이는 블록도.
 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 탄성영상을 형성하는 절차를 보이는 플로우차트.
 도 4는 본 발명에 따라 제2 초음파 데이터에 전역 균일 신장을 수행하는 예를 보이는 예시도.
 도 5는 무른 매질과 무른 매질내에 10mm, 20mm의 단단한 실린더를 포함하는 탄성 팬텀으로부터 획득된 영상을 보이는 예시도이다.
 도 6은 압축 후에 전역 균일 신장시킨 초음파 데이터에 기초하여 획득된 탄성영상을 보이는 예시도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다. 본 실시예에서 사용된 용어 "탄성영상"은 변형률 영상(strain image)을 포함한다.

[0012] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 초음파 시스템(100)은 초음파 데이터 획득부(110), 프로세서(120), 저장부(130) 및 디스플레이부(140)를 포함한다.

[0013] 초음파 데이터 획득부(110)는 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신하여 초음파 데이터를 획득한다.

[0014] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부의 구성을 보이는 블록도이다. 도 2를 참조하면, 초음파 데이터 획득부(110)는 송신신호 형성부(210), 복수의 변환소자(transducer element)(도시하지 않음)를 포함하는 초음파 프로브(220), 빔 포머(230) 및 초음파 데이터 형성부(240)를 포함한다.

[0015] 송신신호 형성부(210)는 변환소자와 집속점 간의 거리를 고려하여 프레임을 얻기 위한 송신신호를 형성한다. 프레임은 B 모드(brightness mode) 영상을 포함한다. 그러나, 프레임은 이에 한정되지 않는다. 본 실시예에서, 송신신호 형성부(210)는 대상체에 압축(compression)을 가하지 않는 동안에 프레임(이하, 제1 프레임이라 함)을 얻기 위한 제1 송신신호를 형성한다. 또한, 송신신호 형성부(210)는 대상체에 압축을 가하는 동안에 프레임(이하, 제2 프레임이라 함)을 얻기 위한 제2 송신신호를 형성한다.

[0016] 초음파 프로브(220)는 사용자에게 의해 가해지는 힘을 대상체에 인가하여 대상체를 압축시킨다. 또한, 초음파 프로브(220)는 송신신호 형성부(210)로부터 제공되는 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성한다. 수신신호는 아날로그 신호이다. 본 실시예에서, 초음파 프로브(220)는 송신신호 형성부(210)로부터 제1 송신신호가 제공되면, 제1 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제1 수신신호를 형성한다.

다. 또한, 초음파 프로브(220)는 송신신호 형성부(210)로부터 제2 송신신호가 제공되면, 제2 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제2 수신신호를 형성한다.

[0017] 빔 포머(230)는 초음파 프로브(220)로부터 제공되는 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 디지털 신호를 형성한다. 또한, 빔 포머(230)는 변환소자와 집속점 간의 거리를 고려하여 디지털 신호를 수신집속시켜 수신집속신호를 형성한다. 본 실시예에서, 빔 포머(230)는 초음파 프로브(220)로부터 제1 수신신호가 제공되면, 제1 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 제1 디지털 신호를 형성한다. 빔 포머(230)로부터 변환소자와 집속점 간의 거리를 고려하여 제1 디지털 신호를 수신집속시켜 제1 수신집속신호를 형성한다. 또한, 빔 포머(230)는 초음파 프로브(220)로부터 제2 수신신호가 제공되면, 제2 수신신호를 아날로그 디지털 변환하여 제2 디지털 신호를 형성한다. 빔 포머(230)는 변환소자와 집속점 간의 거리를 고려하여 제2 디지털 신호를 수신집속시켜 제2 수신집속신호를 형성한다.

[0018] 초음파 데이터 형성부(240)는 빔 포머(230)로부터 제공되는 수신집속신호를 이용하여 초음파 데이터를 형성한다. 초음파 데이터는 RF(radio frequency) 데이터 또는 IQ(in-phase/quadrature) 데이터를 포함한다. 그러나, 초음파 데이터는 이에 한정되지 않는다. 또한, 초음파 데이터 형성부(240)는 초음파 데이터를 형성하는데 필요한 다양한 신호 처리(예를 들어, 이득(gain) 조절 등)를 수신집속신호에 수행할 수도 있다. 본 실시예에서, 초음파 데이터 형성부(240)는 빔 포머(230)로부터 제1 수신집속신호가 제공되면, 제1 수신집속신호를 이용하여 제1 초음파 데이터를 형성한다. 또한, 초음파 데이터 형성부(240)는 빔 포머(230)로부터 제2 수신집속신호가 제공되면, 제2 수신집속신호를 이용하여 제2 초음파 데이터를 형성한다.

[0019] 다시 도 1을 참조하면, 프로세서(120)는 초음파 데이터 획득부(110)에 연결된다. 프로세서(120)는 CPU(central processing unit), 마이크로프로세서(microprocessor), GPU(graphic processing unit) 등을 포함한다. 그러나, 프로세서(120)는 이에 한정되지 않는다.

[0020] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 탄성영상을 형성하는 절차를 보이는 플로우차트이다. 도 3을 참조하면, 프로세서(120)는 초음파 데이터 획득부(110)로부터 제공되는 제1 초음파 데이터 및 제2 초음파 데이터 간에 변형률(strain)을 산출한다(S302). 단계 S302에 대해 보다 구체적으로 설명하면 다음과 같다.

[0021] 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 획득된 초음파 데이터(즉, 제1 초음파 데이터)와 대상체에 압축을 가하는 동안에 획득된 초음파 데이터(즉, 제2 초음파 데이터)는 다음의 수학적식과 같이 모델링될 수 있다.

수학적식 1

[0022]
$$x_{pre}(t) = r(t)$$

[0023]
$$x_{post}(t) = r(at)$$

[0024] 수학적식 1에 있어서, $x_{pre}(t)$ 는 제1 초음파 데이터를 나타내고, $x_{post}(t)$ 는 제2 초음파 데이터를 나타내며, a 는 시간축을 스케일링해 주는 압축 계수(compression coefficient)를 나타낸다.

[0025] 대상체에 압축을 가하지 않는 동안에 대상체내의 매질의 길이를 L_0 이라고 하고, 대상체에 압축을 가하는 동안에 매질의 길이를 L 이라 하면, 변형률(s) 및 압축 계수(a)는 다음의 수학적식의 관계를 갖는다.

수학적식 2

[0026]
$$s = \frac{L_0 - L}{L_0}$$

$$a = \frac{1}{1-s} \% 1 + s$$

[0027]

[0028] 따라서, 대상체에 압축을 가하는 동안에 무른 매질(예를 들어, 연부 조직)과 단단한 매질(예를 들어, 종양, 암 등)에 대한 변형률(s) 및 압축 계수(a)는 다음의 수학적식과 같다.

수학적식 3

$$s_{soft} > s_{hard}$$

[0029]

$$a_{soft} > a_{hard}$$

[0030]

[0031] 수학적식 3에 있어서, s_{soft} 는 무른 매질의 변형률을 나타내고, s_{hard} 는 단단한 매질의 변형률을 나타내고, a_{soft} 는 무른 매질의 압축 계수를 나타내며, a_{hard} 는 단단한 매질의 압축 계수를 나타낸다. 따라서, 매질이 압축될 때 $s > 0$, $a > 1$ 이 되며, 매질이 신장될 때 $s < 0$, $a < 1$ 이 된다.

[0032] 프로세서(120)는 산출된 변형률에 기초하여 제2 초음파 데이터를 전체적으로 균일하게 신장시키는 전역 균일 신장(globally uniform stretching)을 수행하기 위한 변형률(이하, 역변형률이라 함)을 산출한다(S304). 단계 S304에 대해 보다 상세하게 설명하면 다음과 같다.

[0033] 대상체에 압축을 가하는 동안에 획득된 제2 초음파 데이터는 다음의 수학적식과 같이 무른 매질과 단단한 매질로 구분하여 다시 모델링될 수 있다.

수학적식 4

$$x_{post-soft}(t) = r(a_{soft} t)$$

[0034]

$$x_{post-hard}(t) = r(a_{hard} t)$$

[0035]

[0036] 수학적식 4에 있어서, $x_{post-soft}(t)$ 는 무른 매질의 제2 초음파 데이터를 나타내고, $x_{post-hard}(t)$ 는 단단한 매질의 제2 초음파 데이터를 나타낸다.

[0037] 만일, 수학적식 4에 나타난 제2 초음파 데이터($x_{post-soft}(t)$ 및 $x_{post-hard}(t)$)를 압축 계수(a_{global})의 스케일링 계수만큼 신장시키면 다음의 수학적식과 같이 된다.

수학적식 5

$$x_{post-soft-global}(t) = r(a_{soft} E a_{global} t)$$

[0038]

$$x_{post-hard-global}(t) = r(a_{hard} E a_{global} t)$$

[0039]

[0040] 수학적식 5에 있어서, $x_{post-soft-global}(t)$ 는 무른 매질의 제2 초음파 데이터($x_{post-soft}(t)$)를 압축 계수(a_{global})로 신장시킨 초음파 데이터를 나타내고, $x_{post-hard-global}(t)$ 는 단단한 매질의 제2 초음파 데이터($x_{post-hard}(t)$)를 압축 계수

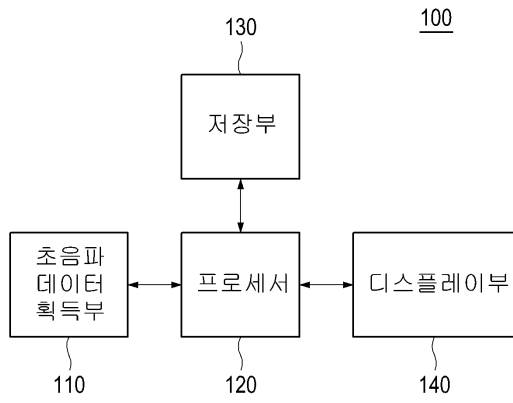
220: 초음파 프로브

230: 빔 포머

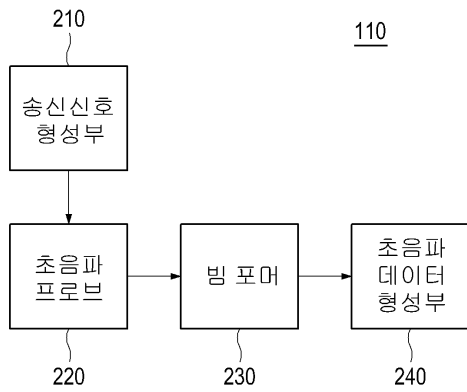
240: 초음파 데이터 형성부

도면

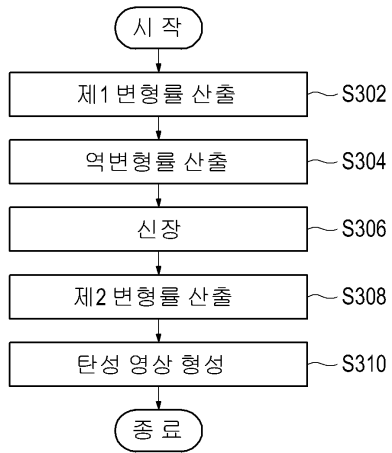
도면1



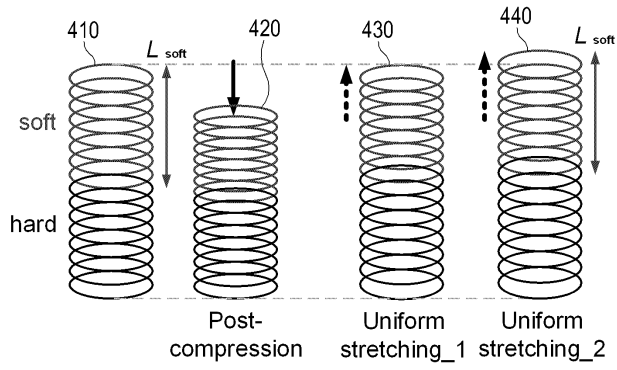
도면2



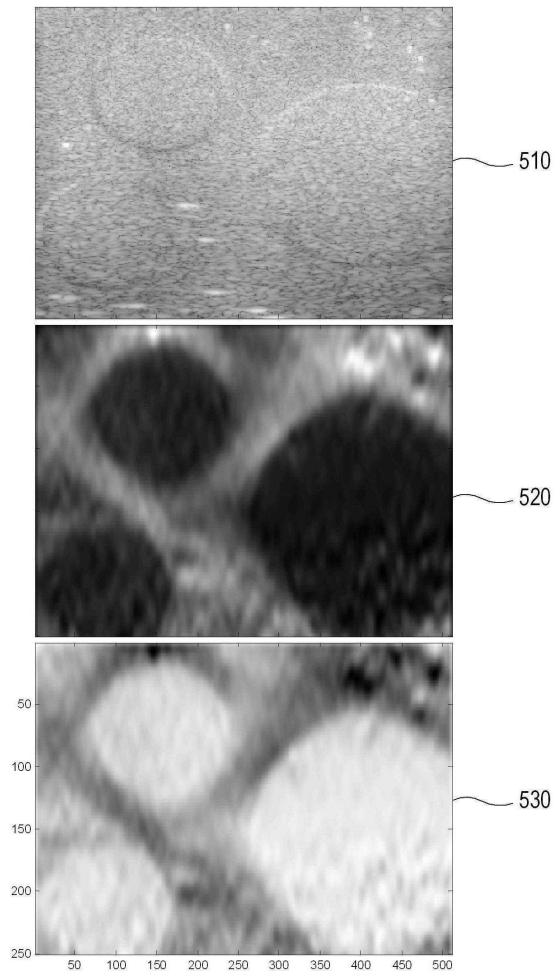
도면3



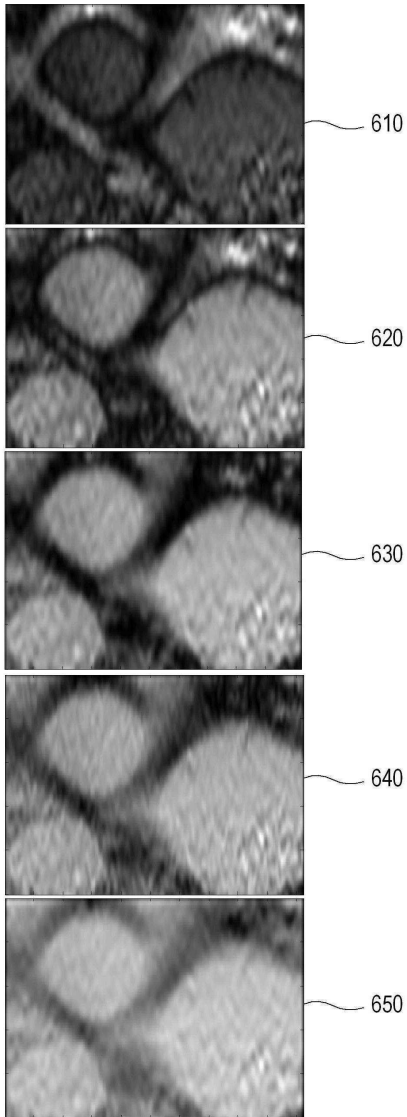
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	超声波系统和基于全局均匀伸长率提供弹性图像的方法		
公开(公告)号	KR101097651B1	公开(公告)日	2011-12-22
申请号	KR1020100095702	申请日	2010-10-01
[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	JEONG MOK KUN 정목근 PARK SANG SHIK 박상식 KWON SUNG JAE 권성재		
发明人	정목근 박상식 권성재		
IPC分类号	G06T G06T5/50 A61B G06T7/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0012 G06T2207/10132 A61B8/485 G06T2207/30096 A61B8/085 A61B8/5238		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供一种基于全局均匀拉伸提供弹性图像的超声系统及其方法，以放大具有小应变值的硬区域，例如肿瘤或癌症，并减小具有大应变值的噪声区域。组成：超声数据获取单元 (110) 获得有关对象的超声数据。处理器 (120) 计算第一和第二超声数据之间的第一变形率。处理器基于第一变形率均匀地扩展第二超声数据。处理器计算第一和第二超声数据之间的第二变形率。处理器基于第二变形率形成弹性图像。

