



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년07월23일
(11) 등록번호 10-0847796
(24) 등록일자 2008년07월16일

(51) Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2005-0131465
(22) 출원일자 2005년12월28일
심사청구일자 2006년07월28일
(65) 공개번호 10-2007-0013986
(43) 공개일자 2007년01월31일
(30) 우선권주장
1020050068269 2005년07월27일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
JP17066041 A*
JP2004135929 A
US5678565 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114
(72) 발명자
문해연
서울 광진구 군자동 349-13호
김철안
경기 용인시 구성읍 보정리 694 연원마을 성원아파트 104-401
윤라영
서울 관악구 봉천6동 100-171
(74) 대리인
백만기, 주성민

전체 청구항 수 : 총 2 항

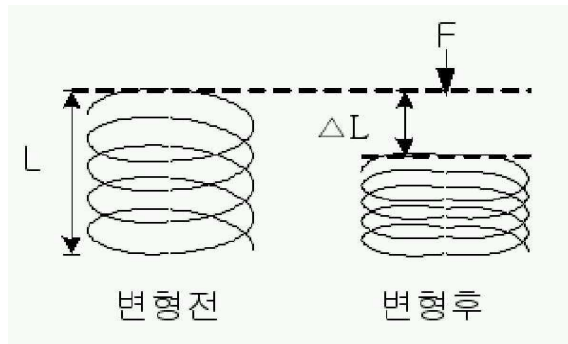
심사관 : 김태훈

(54) 탄성영상 형성 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템

(57) 요약

조직의 고유 탄성계수를 측정하여 초음파 영상을 형성하며 대상체의 측정 정보를 표시하는 탄성영상 형성 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템을 제공한다. 이 시스템은, 스캔 면에 주변에 스트레스 전달부를 구비하는 프로브와 스트레스 측정 센서를 포함하여, 대상체의 초음파 스캔정보와 대상체에 가해지는 스트레스의 크기 정보를 제공하는 초음파 진단부, 상기 대상체의 초음파 스캔정보와 상기 스트레스 크기 정보에 기초하여 탄성영상을 형성하는 탄성영상 프로세서 및 탄성영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다. 탄성영상 프로세서는, 스트레스를 가하지 않으면서 얻은 제1 초음파 수신신호와 스트레스를 가하면서 얻은 제2 초음파 수신신호에 기초하여 대상체의 변형률을 산출하고, 스트레스의 크기 정보와 변형률에 기초하여 대상체의 탄성계수를 산출하고, 스캔정보와 탄성계수에 기초하여 탄성영상을 형성한다.

대표도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

스캔 면에 주변에 스트레스 전달부를 구비하는 프로브와 스트레스 측정 센서를 포함하여, 대상체의 초음파 스캔 정보와 대상체에 가해지는 스트레스의 크기 정보를 제공하는 초음파 진단부;

상기 대상체의 초음파 스캔정보와 상기 스트레스 크기 정보에 기초하여 탄성영상을 형성하는 탄성영상 프로세서
 사용자로부터 이미지 개선 모드 및 자동측정 모드 중 어느 하나의 선택을 입력받는 사용자 입력부; 및

상기 탄성영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하고,

상기 사용자 입력부를 통하여 이미지 개선 모드의 선택정보가 입력되면, 상기 탄성영상 프로세서는 상기 탄성영상 내의 모든 픽셀들의 컬러 값을 기초로 임계값을 설정하고, 상기 탄성영상에 마스크(mask)를 적용한 후, 상기 마스크 내의 컬러값의 차의 합이 상기 임계값보다 작으면 컨볼루션(convolution) 마스크를 사용하여 이미지를 부드럽게(smoothing)하고, 상기 임계값보다 크면 고역 통과 공간 필터 마스크를 사용하여 선명화(sharpening)하며,

상기 사용자 입력부를 통하여 자동측정 모드가 선택되면, 유저 인터페이스가 활성화되어 상기 탄성영상 내에서 특정 병변을 지정받으며, 상기 탄성영상 프로세서는 상기 지정된 병변의 경계를 트레이스(trace)한 후, 경계선 트레이스 좌표(수직, 수평)값을 이용하여 상기 병변의 직경, 면적 및 체적 중 적어도 하나를 측정하고, 상기 디스플레이부는 상기 측정결과를 상기 탄성영상과 함께 디스플레이하는 초음파 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 탄성영상 프로세서는,

스트레스를 가하지 않으면서 얻은 제1 초음파 수신신호와 스트레스를 가하면서 얻은 제2 초음파 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 변형률을 산출하고,

상기 스트레스의 크기 정보와 상기 변형률에 기초하여 대상체의 탄성계수를 산출하고,

상기 스캔정보와 상기 탄성계수에 기초하여 상기 탄성영상을 형성하는, 초음파 시스템.

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

<8> 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 조직의 고유 탄성계수를 측정하여 초음파 영상을 형

성하며 대상체의 측정 정보를 표시하는 탄성영상 형성 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템에 관한 것이다.

- <9> 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.
- <10> 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 B-모드 영상에서 구별하기 쉽지 않다. 이에 반하여, 초음파 탄성영상 기법은 조직의 기계적인 성질을 영상화하므로 암조직과 같은 병변의 진단에 큰 도움을 준다.
- <11> 종래의 탄성 영상법은 조직의 상대적인 변형 정도를 슈도우 칼라(pseudo color)로 대응시켜 나타낸다. 슈도우 칼라를 이용하는 방법은 시각적으로 조직의 단단한 정도에 대한 정보를 쉽게 표현해주는 장점이 있기는 하나, 조직의 단단한 정도를 정량적으로 표시하지 못하는 문제점이 있다.
- <12> 또한, 종래의 탄성영상법은 병변 조직과 그 주변의 경계를 뚜렷하게 나타내기 어려운 문제점이 있다.
- <13> 아울러, 종래의 탄성영상법으로 얻어진 초음파 영상 상에서 조직의 지름, 둘레 등의 정보를 측정하기 위해서는 여러 가지 오퍼레이션(operation) 절차를 거쳐야 하는 불편함이 있었다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

- <14> 진술한 문제점을 해결하기 위한 본 발명은, 조직의 고유 탄성계수를 측정하여 초음파 영상을 형성하며 대상체의 측정 정보를 표시하는 탄성영상 형성 및 디스플레이를 위한 초음파 시스템을 제공하는데 그 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

- <15> 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 스캔 면에 주변에 스트레스 전달부를 구비하는 프로브와 스트레스 측정 센서를 포함하여, 대상체의 초음파 스캔정보와 대상체에 가해지는 스트레스의 크기 정보를 제공하는 초음파 진단부; 상기 대상체의 초음파 스캔정보와 상기 스트레스 크기 정보에 기초하여 탄성영상을 형성하는 탄성영상 프로세서; 및 상기 탄성영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.
- <16> 상기 탄성영상 프로세서는, 스트레스를 가하지 않으면서 얻은 제1 초음파 수신신호와 스트레스를 가하면서 얻은 제2 초음파 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 변형률을 산출하고, 상기 스트레스의 크기 정보와 상기 변형률에 기초하여 대상체의 탄성계수를 산출하고, 상기 스캔정보와 상기 탄성계수에 기초하여 상기 탄성영상을 형성한다.
- <17> 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명한다.
- <18> 도 1에 보이는 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 시스템은, 초음파 진단부(110), 탄성영상 프로세서(elastography processor)(120), 디스플레이부(130) 및 사용자 입력부(140)를 포함한다.
- <19> 초음파 진단부(110)는 스캔 면에 주변에 스트레스 전달부를 구비하는 프로브와 스트레스 측정 센서를 포함하여, 대상체의 초음파 스캔정보와 대상체에 가해지는 스트레스의 크기 정보를 제공한다. 대상체는 대상체 내부에 포함된 반사체일 수 있다. 프로브는 3차원 프로브일 수 있다.
- <20> 정확한 탄성 영상으로 구성하고 조직의 탄성계수를 정량적으로 측정하기 위해서는 조직에 가해지는 스트레스에 대한 정보가 필요하다. 본 발명에서는 대상체에 스트레스를 수직방향으로 깊고 균일하게 전달하기 위해 도 3에 보이는 바와 같이 스캔 면(scan surface)이 스트레스 전달부(stress transmitting unit)(210)로 둘러싸인 프로브(P)를 이용한다. 스트레스 전달부(210)는 프로브(P)의 스캔 면이 노출되는 개구부(211)를 갖는다. 스트레스가 보다 깊고 균일하게 인체 내 조직에 전달되도록, 스트레스 전달부(210)의 단면적은 프로브(P) 스캔 면의 면적보다 커야 한다. 스트레스 측정 센서(220)가 스트레스 전달부(210) 표면에 부착될 수 있다. 스트레스 측정 센서(220)에서 측정된 스트레스의 크기 정보는 탄성영상 프로세서(120)로 전달된다. 한편, 스트레스 측정 센서(220)는 유선 또는 무선 형태의 센서일 수 있다.
- <21> 탄성영상 프로세서(120)는 대상체의 초음파 스캔정보와 상기 스트레스 크기 정보에 기초하여 탄성영상을 형성한다. 한편, 스트레스 측정 센서(220)가 유선 형태일 경우, 스트레스 측정 센서(220)에서 탄성영상 프로세서(120)로 바로 탄성영상 프로세서(120)로 스트레스 크기 정보가 전달된다. 스트레스 측정 센서(220)가 무선 형태일 경우, 초음파 시스템(100)은 무선신호 수신부 및 무선신호 처리부(도시되지 않음)를 더 포함하며, 무선신호 처

리부를 통하여 스트레스 크기 정보가 탄성영상 프로세서(120)로 전달된다.

<22> 탄성계수는 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 비교하여 조직 변형정도 즉, 스트레인(strain)을 측정하여 얻을 수 있다. 탄성 계수의 정의는 도 2의 1차원 스프링 모델을 통해 이해할 수 있다. 스프링을 일정 길이만큼 압축하기 위해 필요한 힘(F)은 스프링의 탄성 계수에 비례한다. 즉, 단위 면적당 가해지는 스트레스(stress)를 σ 라 하고, 변형된 정도 스트레인을 ϵ 이라 하면 탄성 계수 E는 다음의 수학적 식 1로 정의된다.

수학적 식 1

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (\sigma = F/A, \epsilon = \Delta L/L)$$

<23>

<24> 수학적 식 1에서 'A'는 스트레스가 가해지는 면적, 'L'은 스트레스를 가하지 않을 때의 길이, ' ΔL '은 스트레스를 가함에 따른 길이 변화를 나타낸다. 탄성 계수는 탄성률(modulus of elasticity) 또는 영률(Young's modulus)이라고도 불린다. 대상체의 탄성 계수를 측정하기 위해서는 스트레스를 가할 때와 가하지 않을 때의 대상체의 변형된 정도를 측정하여 그 비율을 구하면 된다. 그러나 인체내 조직의 변형정도는 직접 측정할 수 없기 때문에 인체 내의 스트레스가 고르게 분포된다는 전제로 변형률을 산출하고, 이 변형률을 이용하여 탄성 영상을 구성한다.

<25> 사용자 입력부(140)는 사용자로부터 탄성영상에 대한 이미지 개선(Image Enhancement) 모드 또는 자동측정(auto measure) 모드를 선택받는다. 사용자의 선택을 위해 현재 탄성영상이 디스플레이되고 있는 디스플레이부(130)의 화면 상에 도 4와 같은 형태의 선택창(300)이 디스플레이 될 수 있다. 선택창(300)에는 개선모드 선택버튼(310)과 자동측정모드 선택버튼(320)이 디스플레이 된다.

<26> 사용자로부터 이미지 개선 모드가 선택되면, 영상 프로세서(120)에서 병변과 주변의 경계를 뚜렷하게 구분하기 위한 영상처리가 진행된다.

<27> 이하, 영상 프로세서(120)에서 진행되는 이미지 개선 방법을 설명한다.

<28> 사용자 입력부(140)로부터 영상 개선 모드의 선택정보가 입력되면, 현재 화면 상에 디스플레이되고 있는 탄성영상에 $M \times N$ (M, N은 정수) 크기의 마스크(mask)를 적용한다. 탄성영상내 모든 픽셀들의 칼라(color) 값을 기초로 임계값(threshold)을 설정한다. $M \times N$ 마스크내 이웃하는 픽셀들의 칼라값의 차의 합을 구하고, 구해진 합과 임계값을 비교한다. 칼라값의 차의 합이 임계값보다 작으면 통상적으로 블러링(blurring)에 사용되는 컨볼루션(convolution) 마스크를 사용하여 이미지를 부드럽게(smoothing) 만든다. 이러한 과정에 의해, 탄성영상에서 일반조직은 암조직에 대해 상대적으로 부드러운 이미지로 표현된다.

<29> $M \times N$ 마스크내 이웃하는 픽셀들의 칼라값의 차의 합이 임계값보다 크면 선명화(sharpening) 과정을 진행한다. 선명화 과정은 $M \times N$ 마스크에 대하여 고역 통과 공간 필터 마스크를 사용한다. 탄성영상으로 구별되는 병변조직은 일반 조직과 비교할 때, 칼라 차이가 크므로 이러한 선명화 과정에 의해 일반조직과 병변 조직사이의 경계가 더욱 선명해진다.

<30> 도 5a는 이미지 개선을 수행하기 전의 탄성영상을 개략적으로 나타낸 것이며, 도 5b는 이미지 개선을 수행한 후의 탄성영상을 개략적으로 나타낸 것이다. 도 5a와 도 5b의 비교로부터 이미지 개선을 통해 보다 향상된 탄성영상을 얻을 수 있음을 알 수 있다. 도 5a 및 도 5b에서 미설명 도면부호 'A'는 병변을 나타내고, 'B'는 병변의 주변을 나타낸다.

<31> 이하, 자동측정 모드를 설명한다.

<32> 도 4에 도시된 선택창을 통하여 사용자로부터 자동측정 모드가 선택되면, 현재 디스플레이되고 있는 탄성영상 상에 마우스 등의 유저 인터페이스(user interface)가 활성화된다. 유저 인터페이스를 통해 사용자로부터 특정 병변을 지정받으면, 유저 인터페이스는 활성화되지 않는다.

<33> 병변이 지정되면 통상의 초음파 진단 시스템에서 이용되는 자동 측정(auto measure) 기능이 실행되어, 지정된 병변의 경계를 분명하게 표시해주고, 추출된 병변의 경계 정보로부터 병변 조직의 직경으로 표시해준다. 이 때, 일반 조직과 병변조직의 서로 다른 칼라 정보를 이용하여 일반 조직과 병변 조직에 대하여 트레이스(trace)한 후 두 조직 사이의 경계선 트레이스 좌표(수평, 수직)값을 저장하고, 저장된 트레이스 수평, 수직 좌표값 가운데

데서 가장 작은 좌표값과 큰 좌표값 사이의 차이를 이용하여 직경을 구한다.

- <34> 한편, 지정된 병변조직의 면적을 구할 때는 트레이스 좌표(수평, 수직) 값과 병변조직을 지정할 때 사용자가 마우스 등으로 지정한 좌표값을 사용하여 병변조직의 면적을 구한다. 마우스로 클릭한 좌표값과 선택된 두 개의 트레이스 좌표값 즉 세 개의 좌표값을 사용하여 삼각형의 면적을 모두 합하여 병변조직의 면적을 구한다. 삼각형의 면적을 구할 경우, 미리 설정된 임계값 사용하여 하나의 트레이스 좌표값으로부터 다른 트레이스 좌표값을 선택한다. 여기서, 임계값을 설정한 이유는 실제로 트레이스한 모든 트레이스 좌표값을 사용하여 면적을 구할 때 생기는 에러 값이 누적되기 때문에, 이를 최소화하기 위하여 임계값을 미리 설정하여 모든 트레이스 좌표값 가운데서 삼각형 면적 계산에 가장 바람직한 트레이스 좌표값을 선택하여 사용한다.
- <35> 즉, 첫번째 트레이스 좌표값에 미리 설정된 방향으로 임계값에 의해서 선택된 두 번째 트레이스 좌표값을 선택한다. 첫번째 트레이스 좌표값으로부터 떨어진 거리가 임계값에 미리 설정된 방향으로 가장 근사한 트레이스 좌표값을 선택하여 세 점으로 이루어진 삼각형의 면적을 구한다.
- <36> 다음으로, 앞서 선택된 두 번째 트레이스 좌표값으로부터 임계값을 기준으로 하여 세 번째 트레이스 좌표값을 선택한다. 이렇게 선택된 세 번째 트레이스 좌표값과 두 번째 트레이스 좌표값을 이용하여 삼각형의 면적을 구한다. 동일한 방법으로 네 번째, 다섯 번째... n번째 트레이스 좌표값을 설정된 임계값에 따라 선택하여 삼각형의 면적을 구한다.
- <37> 한편, 마지막 삼각형의 면적을 계산하기 위한 트레이스 좌표값의 선택에 대해서는, 임계값의 설정과 무관하게 처음 선택된 첫번째 트레이스 좌표값이 선택된다. 위에서 설명한 방법으로 직경과 면적을 구한 다음 탄성영상 디스플레이부에 구한 두개 값, 즉 변경 조직의 직경(510) 및 면적(520)을 도 6에 도시된 것과 같이 표시한다.
- <38> 또한, 사용자가 자동 측정 모드를 선택하면 3D 프로브로 스캔하여 얻은 볼륨데이터(volume data)를 이용하여 3차원 공간에서 병변조직의 체적을 측정할 수 있다. 볼륨 데이터를 사용하면 깊이 방향에 대한 정보를 이용할 수 있으므로 2차원에서 직경 및 넓이를 측정했던 것과 마찬가지로 측정하고자 하는 부분의 경계를 검출하여 체적을 구할 수 있다.
- <39> 구의 체적을 구하는 경우 $4\pi r^3/3$ 수식을 사용하지만, 병변 조직을 구라고 가정할 수 없으므로 축방향(axial), 측방향(lateral), 높이방향(elevation)의 반경을 구하여 계산한다. 축방향으로의 반경을 x, 측방향으로의 반경을 y, 높이방향으로의 반경을 z라고 하면 체적은 근사적으로 $4\pi xyz/3$ 를 이용하여 계산할 수 있다. 최종적으로 체적을 구한 다음 탄성영상 디스플레이부에 병변 조직의 체적을 표시한다.
- <40> 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부한 청구 범위의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.
- <41> 삭제

발명의 효과

- <42> 상술한 바와 같이, 본 발명에 따른 탄성영상 디스플레이 장치는 탄성계수를 비교적 정량적으로 계산하여 모니터에 수치로 보여줌으로써 병변조직의 단단한 정도를 직감할 수 있어서 병변을 용이하게 진단할 수 있다.
- <43> 또한, 탄성영상의 이미지 개선 및 자동 측정 방법을 제공하여 원하는 대로 탄성영상을 표시할 수 있고 병변의 직경 및 면적을 자동적으로 측정할 수 있고 3D 프로브로 스캔하여 얻은 볼륨데이터(volume data)를 이용하여 3차원 공간에서 병변조직의 체적을 측정함으로써 편리하고 신속하게 병변의 특성을 파악할 수 있다.

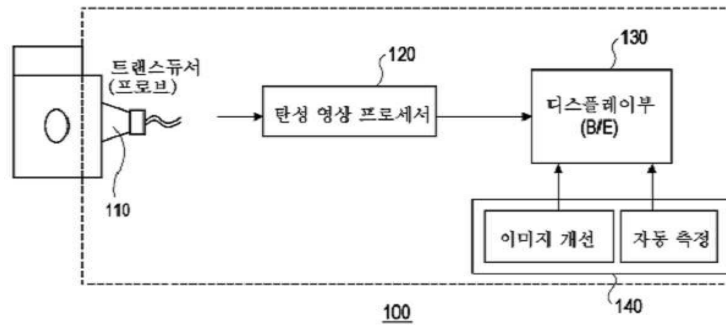
도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도.
- <2> 도 2는 탄성 계수를 설명하기 위한 스프링 모델을 보이는 개략도.
- <3> 도 3은 본 발명에 따른 프로브의 구성을 보이는 개략도.
- <4> 도 4는 사용자 선택창을 보이는 예시도.
- <5> 도 5a는 이미지 개선을 수행하기 전의 탄성영상을 보이는 사진.

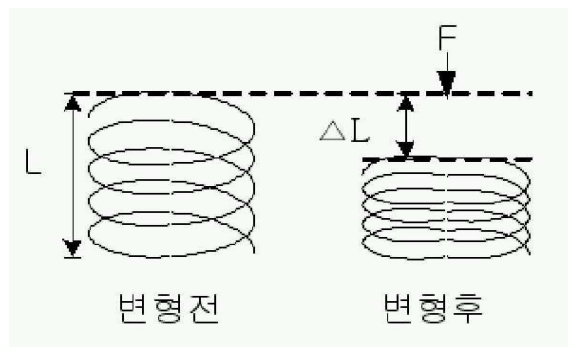
- <6> 도 5b는 이미지 개선을 수행한 후의 탄성영상을 보이는 사진.
- <7> 도 6은 자동측정에 따라 병변의 측정정보를 디스플레이하는 예를 보이는 사진.

도면

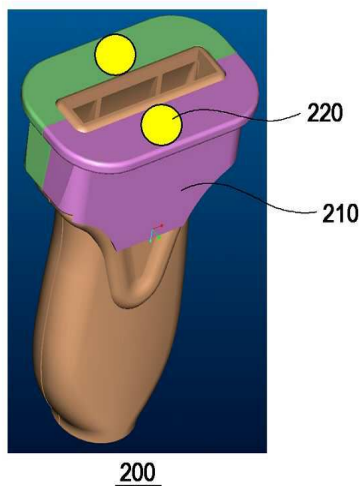
도면1



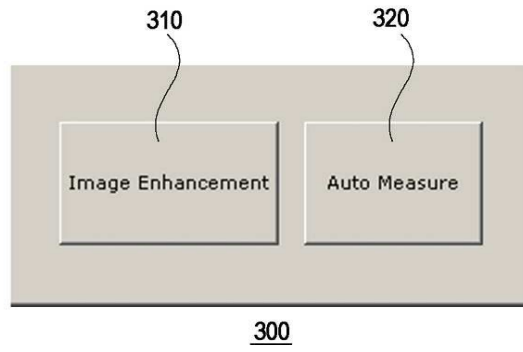
도면2



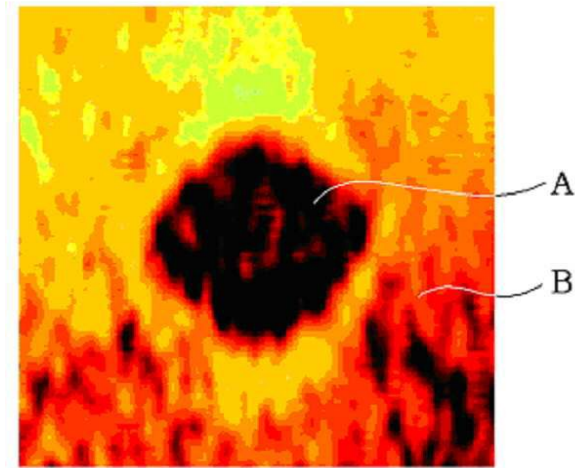
도면3



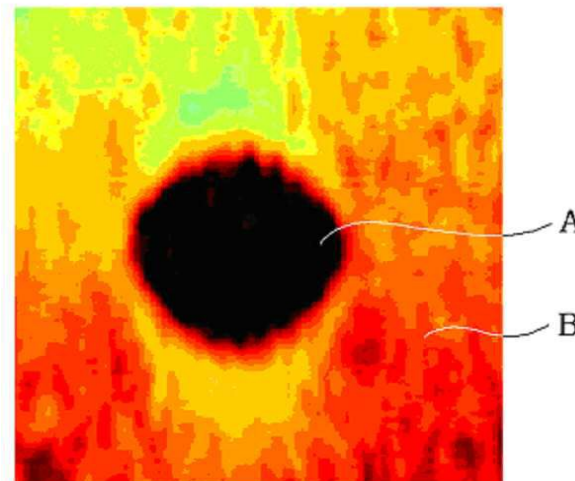
도면4



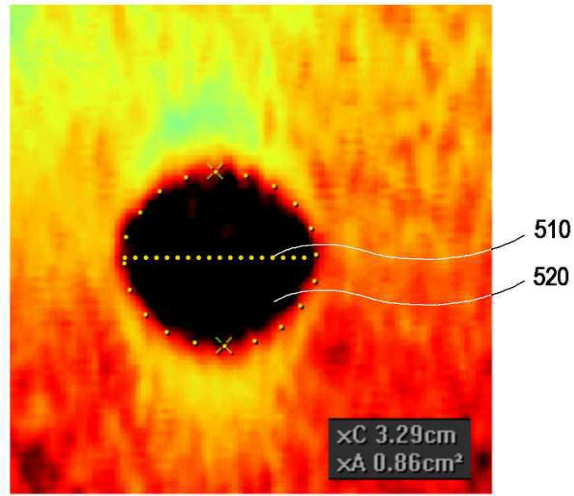
도면5a



도면5b



도면6



专利名称(译)	用于形成和显示弹性图像的超声波系统		
公开(公告)号	KR100847796B1	公开(公告)日	2008-07-23
申请号	KR1020050131465	申请日	2005-12-28
[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	MOON HAE YEAN 문해연 KIM CHEOL AN 김철안 YOON RA YOUNG 윤라영		
发明人	문해연 김철안 윤라영		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	CHU,晟敏		
优先权	1020050068269 2005-07-27 KR		
其他公开文献	KR1020070013986A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声系统，用于形成弹性图像并通过测量组织的弹性模量来显示目标对象的测量信息，以形成超声图像。该系统包括探头，该探头在扫描表面的周边具有应力传递部分和应力测量传感器，包括以提供对应力对超声扫描信息与目标对象的超声诊断单元，显示单元，配置为显示所述弹性图像处理器和所述弹性图像，以形成基于所述超声扫描信息和所述目标对象的应力大小的信息的弹性图像的大小的信息。弹性图像所述处理器，当第一超声波接收信号并没有施加基于通过计算被检体的变形率而获得的第二超声波接收信号的应力而得到的应力，并且基于该应力的大小的信息和应变计算所述目标物体的弹性模量，并根据扫描信息和弹性模量从而形成弹性图像。

