

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) . Int. Cl. 7
A61B 8/00

(11) 공개번호 10-2005-0054916
(43) 공개일자 2005년06월10일

(21) 출원번호	10-2005-7002337
(22) 출원일자	2005년02월07일
번역문 제출일자	2005년02월07일
(86) 국제출원번호	PCT/FR2003/002243
국제출원출원일자	2003년07월16일

(87) 국제공개번호 WO 2004/016176
국제공개일자 2004년02월26일

(30) 우선권주장 02/10104 2002년08월08일 프랑스(FR)

(72) 발명자 쌍드랭, 로형
프랑스, 빠리, 에프-75013, 불르바흐 켈러만, 102
아스끄노프, 양-미셀
프랑스, 꾸일리-뽕-또-답르, 에프-77860, 슈맹 테 까브, 두滚球形뜨

(74) 대리인 청운특허법인

심사청구 : 없음

(54) 인간 또는 동물 기관의 탄성을 측정하기 위한 장치 및 방법

명세서

기술분야

본 발명은 인간 또는 동물의 신체 기관에 관한 것으로 보다 상세하게는 초음파를 주사한 후 소정의 초음파 시그널을 나타내는 모든 점탄성 매질(viscoelastic media)의 탄성을 특징하기 위한 장치 또는 방법에 관한 것이다. 본 발명은 특히 인간 또는 동물의 간의 탄성을 측정하는데 적용되나 그 용도에만 국한되지는 않는다. 이 때, 상기 측정의 이점은 그 측정이 간에 형성된 섬유(fibrosis)의 양과 상관관계에 있다는 점이다.

배경기술

사실 알콜중독이나 바이러스 등의 원인으로 발생하는 만성간염의 경우 결과적으로 섬유를 형성하는데 상기 간염을 치료하기 위한 적기를 알아내기 위해서 그것을 발견하는 것이 중요하다.

현재 시장에는 기관 또는 매질의 일부를 채취하는 등의 침입적 방식을 쓰지 않고 구현된 탄성 측정 장치는 존재하지 않는다.

선행기술인 미국특허 제5,882,302호는 모터에 고정된 변환기(transducer)를 설명한다. 상기 모터는 변환기의 위치를 이동시킴으로써 해당 매질의 상이한 구역들에 대한 이미지를 획득한다. 따라서 그 모터는 이미지화 된 해당 구역을 변형하는데 사용되며 소정의 저주파 자극을 발생시키는데는 결코 사용되지 않는다. 한편, 이때 상기 위치 변경은 절대로 해당 초음파 빔의 축에 평행하지 않게 이루어진다.

미국특허 제6,277,074호에서는 헤딩 모터의 위치 변경이 초음파 축에 평행한 소정의 장치를 설명한다. 한편 이 문건은 압축 도중에 발생하는 시그널의 획득은 언급하지 않는다. 미국특허 제5,882,302호에서와 마찬가지로 해당 모터는 변환기의 위치를 바꾸는데 사용되며 소정의 저주파 자극을 생성하는데는 사용되지 않는다.

미국특허 제5,099,848호는 주파수가 50Hz로 고정된 동일주파 모드에서 사용된 진동장치에 연결된 소정의 초음파 장치를 소개한다. 이 장치에서 해당 변환기에는 작동장치가 없으며 따라서 소정의 저주파 자극을 생성하는데는 사용될 수 없다.

매질의 탄성을 분석 연구하는 가장 최신의 장치에 대한 것으로는 국제 특허번호 WO 0055616에 개시되어 있는데, 확산하는 소정의 점탄성적 매질의 다수 지점에서 저주파 전단(shearing)의 소정의 임펄스 파동이 과급되는 것을 동시에 관찰하기 위한 영상기술 방식을 설명한다. 그것을 구현하기 위해서는 우선 초고속의 템포로 압축의 초음파 파장들을 방출하여 해당 매질의 연속된 이미지들을 획득한 다음 사후 작업으로 상기 획득된 이미지들을 상호상관관계에 따라 처리함으로써, 전단(shearing)의 파장이 과급될 때 각 이미지의 각 지점에서 해당 매질의 움직임들을 규정한다. 상기 장치는 이미지를 공급하지 않기 때문에 탄성이 측정되는 구역의 위치를 찾아낼 수 없다.

현행의 장치들에 있어서 해당 초음파 변환기(transducer)가 역학적 진동을 통해 소정의 저주파 자극을 생성하는데 사용되는 경우, 그 변환기는 이동식이며 그 기준 좌표계(reference frame)는 고정되지 않는다. 이때 그 위치 변화를 보정하기 위해 전문가들에게 잘 알려져 있는 소정의 기술을 사용하는데 그 해결방법에는 여러가지 불편한 점이 있다.

- 해당 매질의 심층 및 부동의 소정의 구역에서 나오는 초음파 에코가 반드시 존재해야 한다.
- 해당 매질이 완벽한 부동 상태가 아니라 해당 저주파 자극의 형태가 제대로 규정되지 않으므로 정확성이 매우 떨어진다.
- 소정의 부가적 알고리즘을 제시하여 계산 시간을 증가시킨다.
- 해당 매질의 표면이 적용된 쇼크에 대해 저항하므로, 해당 저주파 자극의 실제 형태가 조작자가 적용하는 압력 나름이 된다.

진동장치의 위치 변경을 보정하는 문제들 이외에도, 조작자가 행사하는 압력은 탄성 측정을 교란시키면서도 고려되지 않는 매개변수이다.

더구나, 깊이가 거의 없는 매질을 고전적인 형태의 시스템으로 직접 접촉한 상태에서 연구할 경우, 변환기(transducer)의 해당 초점 구역이 변환기의 미미한 거리에서 적당한 초음파 시그널을 획득할 수 없기 때문에 연구가 힘들 수 있다.

예를 들어, 혈액 흐름 상에서 이루어진 고전적인 위치 변경(deplacement)을 측정할 경우, 변이(deplacement)들의 진폭은 해당 매질의 깊이가 아니라 관찰된 현상들과 연관된다. 예를 들어, 혈액의 흐름에 연관된 변이들은 동맥의 가장자리보다 동맥의 중앙에서 더욱 중요하다. 따라서 그 변이들을 측정하기 위해 사용된 알고리즘은 그 깊이가 어떻든 간에 동일하다. 반면 초음파 측정에서, 변이들의 진폭은 저주파 진동이 주어진 거리에 달려있다. 그 진동은 표면으로부터 주어지며 저주파 자극에 의해 생성된 변이들의 진폭은 파동이 해당 조직 속으로 깊이 침투함에 따라 감소한다. 전통적인 알고리즘은 모든 깊이 범위에 걸친 변이들을 측정하는 용도로는 바람직하지 않다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명에 따른 인간 또는 동물 기관의 탄성을 측정하기 위한 장치의 예이다.

도 2는 적어도 세 개의 초음파 수신기로 이루어진 저주파 초음파 포지셔닝 수단 및 소정의 룰렛이 장착된 상기 장치를 나타낸 것이다.

도 3은 소정의 에코그래프에 연결된 본 발명에 따른 장치를 나타낸 것이다.

도 4는 도 3에서 제시한 장치가 간의 이미지를 획득하고 그에 따라 분석된 해당 구역의 위치를 표시하고자 사용된 에코그래프 막대의 측면에 위치한 접촉자에 연결된 모습이다.

도 5a에서 5d는 본 발명에 따른 장치가 에코그래프에 연결되고 에코그래프의 소식자가 에코그래프 이미지에 겹쳐져 있는 경우, 에코그래프 이미지에 겹쳐진 탄성 측정을 나타낸 것이다.

도 6은 초음파에 투명하게 비치는 탄력적인 중개 매질을 장착한 본 발명에 따른 장치를 나타낸 것이다.

도 7a와 7b는 각각 정점에서 정점까지의 진폭이 2mm인 저주파 자극의 형태, 중앙 주파수가 50Hz이며, 중간 높이의 대역폭이 18Hz에서 100Hz, 대역폭이 82Hz에서 -6dB(데시벨)에 이르는 상기 저주파의 주파수 스펙트럼이다.

발명의 상세한 설명

본 발명은 보다 특수하게는 선행 기술이 제공하는 시스템의 불편함을 해소하고자 하는 목적을 가진다. 그를 위해 본 발명은 인간 또는 동물의 기관, 특히 간의 탄성을 측정하기 위한, 또는 보다 일반적으로는 초음파를 주사한 후 초음파 시그널을 나타내는 모든 점탄성적 매질의 탄성을 측정하기 위한 장치로서, 초음파 변환기가 장착된 적어도 하나의 접촉자와, 적어도 하나의 위치 센서, 상기 장치를 시동하기 위해 전기 에너지 소스에 유선으로 연결된 작동기를 포함하며, 또한 1 Hz와 5000 Hz 사이의 주파수 대역을 나타내는 일시적 저주파 자극을 생성하는 데 적합하도록 상기 초음파 변환기에 고정된 전기학적 보조 작동기가 장착된 것을 특징으로 하는 장치이다.

<일시적인 저주파 자극>이란 그 주파수가 1 Hz에서 5000 Hz 사이이고 그 정점에서 정점의 진폭이 10 μm 에서 20 mm , 바람직하게는 500 μm 에서 5 mm 인 소정의 기간 동안의 역학적 자극을 말한다. 상기 자극의 지속 시간은 100 μs 에서 20초 사이이며, 바람직하게는 5 ms에서 40 ms(millisecond) 사이이다.

상기 특수성으로 인해, 본 발명은 시간과 진폭을 완벽하게 제어한 소정의 저주파 진동 또는 자극을 획득 가능한 장치를 제안할 수 있게 되었다. 정확한 위치 변화를 파악함으로써 최적의 조건에서 최소의 시간으로 상기 진동장치의 상대적 위치 변화를 보정할 수 있다. 상기 자극의 형태를 더 잘 제어 할수록 보다 신뢰할 수 있는 측정이 가능하고 따라서 시스템의 생산성을 높일 수 있다. 보조적인 전자기적 작동기를 사용한 덕분에 본 발명에 따른 장치는 그 부피와 무게가 감소되었다. 결국, 자동제어 버클을 통해 조작자가 적용한 압력을 파악할 수 있다.

본 발명에 따르면, 상기 장치는 상기 초음파 변환기를 보호하기 위한 보호 장치를 포함할 수 있다.

유리하게는, 본 발명에 따른 장치는 적어도 하나의 명령 수단, 예를들면 컴퓨터, 마이크로 컴퓨터 또는 중앙 유니트에 의해 조종될 것이다.

동일한 방식으로, 본 발명에 따른 상기 접촉자는 부드럽고 유연하며 새지 않는 막(membrane)을 포함할 것이다.

본 발명의 일실시예에 따르면, 인간 또는 동물 기관의 탄성을 측정하기 위한 상기 장치는 상호 교신할 수 있는 소정의 컨트롤 모듈과 소정의 초음파 수신 모듈에 연결될 것이다. 이 때, 상기 명령 수단은 상기 컨트롤 모듈 및 초음파 수신 모듈과 교신하기에 알맞은 것이다.

본 발명이 제공하는 가능성에 따르면, 상기 명령 수단과 유저 인터페이스는 적어도 하나의 배터리에 의해 전기 에너지를 공급받을 것이다.

유리하게는, 상기 장치에는 유저 인터페이스 예를 들면 상기 명령 수단에 연결된 게시 모니터가 포함될 것이다. 상기 장치는 적어도 하나의 에코그래프(음향측심기)에 연결될 것이며, 이때 획득된 이미지와 정보들은 모니터, 바람직하게는 상기 에코그래프의 모니터 상에 영상화된다. 상기 장치는 에코그래프의 막대(bar) 주변에 장착될 수 있을 것이다. 동일한 방식으로, 상기 막대에 보조적 진동 시스템을 장착하는 조건으로 그 막대 자체가 탄성 측정을 구현할 수도 있을 것이다.

인간 또는 동물 기관의 탄성을 측정하기 위한 상기 장치는 예를들면 폴리아크릴아미드 타입의 어떤 합성 폴리머(중합체) 등의, 초음파에 투명하게 비치며 저주파 파장을 위한 어떤 탄력있는 중개 매질을 포함할 수 있을 것이다.

유리하게는, 적어도 상기 초음파 변환기의 말단에는 길이가 2에서 20 mm, 바람직하게는 약 11 mm 그리고 폭이 1에서 10 mm, 바람직하게는 약 5 mm 되는 길쭉한 장방형, 직사각형, 타원형 등의 길쭉한 형태가 나타날 것이다.

유리하게는, 상기 초음파 변환기는 10도 내지 80도의 각을 가지는 원뿔형 또는 원뿔대 모양을 나타낼 것이다.

본 발명은 상기 장치의 도움으로 탄성을 계산하는 방식에 대한 것이며, 다음과 같은 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

- 희망하는 구역의 이미지 모드에 따른 로컬리제이션, 이때 에코 라인들을 위한 초음파 시그널의 획득은 초당 약 50 라인의 템포로 발생할 수 있다.

- 저주파 자극 생성 및 초음파 시그널 획득. 이 때 탄성 측정을 위한 상기 획득은 100 Hz에서 100000 Hz 사이의 높은 템포에서 이루어진다.

- 상기 진동장치의 상대적 변이(deplacement) 보정

- 세포 조직의 반응속도 계산, 다시 말해 해당 매질 속에서 획득물들 간의 변이들을 계산

- 세포조직의 변형 속도 계산

- 탄성 파동의 속도 계산

- 탄성 계산

유리하게는, 상기 방식은 희망하는 구역의 이미지 모드에 따른 로컬리제이션이라는 선결 단계를 포함할 것이다. 이 때, 에코 라인들을 위한 초음파 시그널의 획득은 초당 약 50 라인의 템포로 발생한다. 상기 탄성의 계산 단계를 통해 획득된 결과는 예를들면 상이한 색상 수준의 형태로서 상기 에코 라인들에 포개어질 것이다.

유리하게는, 상기 방식은 예를들면 초음파 역학 계수와 같은 세포 조직 매개변수의 계산을 통해 검사/연구된 해당 기관을 자동으로 재확인하는 단계를 포함할 것이다. 상기 자동 재확인은 연구된 기관의 세포 조직적 매개변수의 계산하고 그 매개변수를 해당 문헌에 나타난 값들과 비교하는 것을 기본으로 한다. 일례로서, 상기 세포 조직 매개변수는 에코 라인들로부터 실시간 측정된 초음파 역학 계수가 될 수 있다.

유리하게는, 상기 자극 또는 시그널 저주파는 1 Hz에서 500 Hz 사이에 포함되며 1/2f에서 20/f까지 변화하는 지속시간을 가지는 소저의 주파수를 나타낼 것이다.

본 발명의 일실시예를 보여주는 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 장치는 적어도 하나의 초음파 변환기(2), 전기역학적 작동장치(3), 위치 센서(4), 부드럽고 새지 않는 막(5), 보호 덮개(6), 상기 장치의 기능을 시동하기 위한 누름 버튼(7), 위치 센서(4)의 전자적 장비(8), 케이블(9) 알파벳과 숫자를 겸비한 계시자(10)를 포함하는 접촉자(1)를 포함한다.

상기 접촉자(1)는 다른 도면들에서는 나타나지 않았지만 여기서는 마이크로 컴퓨터 또는 중앙 유니트로 구성되는 명령 수단들에 의해 조종되는데, 그 명령 수단은 예를들면 부드러운 케이블로 상기 접촉자(1)와 연결되며 작은 상자 속에 탑재된 카드일 수 있다. 유저 인터페이스라고 부를 수 있는 계시자는 사용자 또는 조작자가 상기 시스템이 제공하는 정보를 읽을 수 있게 해 준다.

침부된 도면에는 둘 다 나타나지 않았지만 컨트롤 모듈과 초음파 수신 모듈은 모두 상기 접촉자(1)에 연결된다. 상기 두 모듈은 서로 대화하는데 초음파 획득이 개시되는 순간 주신 모듈이 동기화 시그널을 전송한다. 이 때, 해당 위치는 보정 알고리즘에 통지될 수 있는 방식으로 기록된다. 상기 중앙 유니트는 초음파 수신 모듈 및 컨트롤 모듈과 대화한다. 상기 유저 인터페이스는 경우에 따라서는 촉각으로 알 수 있는 모니터, 전반, 경우에 따라서는 커서로 이루어진다.

측정할 매질의 이미지는 모니터에 계시됨으로써 사용자가 탄성을 특정하고자 하는 구역의 위치를 잡을 수 있도록 돋는다. 상기 센서(4)는 전형적으로 초당 해당 매질의 50개의 초음파 라인을 획득하는 방식인 표준 초음파 검사 모드에서 사용된다. 상기 초음파 라인들의 포락선(envelope)은 상기 모니터에 게시된다. 상기 라인들은 회식 수준에서 그리고 대수자로 코딩되어 옆으로 나란히 위치함으로써 소정의 이미지를 구성한다. 상기 접촉자(1)에는 소정의 포지셔닝 시스템이 장착됨으로써 사용자, 실무자 또는 조작자가 인간 또는 동물 조직의 표면에서 상기 접촉자를 움직일 때 상기 라인들이 획득되는 위치들을 알아내고 그에 따라 측정하고자 하는 매질의 이미지를 재구성한다.

본 발명에 따라 탄성을 측정하는 방식의 단계는 다음과 같다.

1) 희망하는 구역의 이미지 모드에 따른 로컬리제이션, 이 때 에코 라인들을 위한 초음파 시그널의 획득은 초당 약 50 라인의 템포로 발생할 수 있다.

2) 저주파 자극 생성 및 초음파 시그널 획득. 이 때 탄성 측정을 위한 상기 획득은 100 Hz에서 100000 Hz 사이의 높은 템포에서 이루어진다.

3) 상기 진동장치의 상대적 변이(displacement) 보정

4) 세포 조직의 반응속도 계산, 다시 말해 해당 매질 속에서 획득물들 간의 변이들을 계산

5) 세포조직의 변형 속도 계산

6) 탄성 파동의 속도 계산

7) 탄성 계산

저주파 자극의 생성 및 초음파 획득의 범주에서, N개의 초음파 획득물들은 전형적으로 100 Hz와 10000 Hz 사이에 포함되는 템포 1/T에서 구현된다. 대체로 동일한 순간에 저주파 시그널이 상기 진동 시스템으로 전송되는데, 유리하게는 초음파 획득이 시작된 직후이다. 이 시그널은 5 Hz에서 1000 Hz 사이에 포함되는 주파수 f와 1/2f에서 20/f까지 변화하는 지속시간을 가진다. 상기 저주파 진동은 해당 조직 속에 그 속도가 상기 매질의 탄성에 따라 좌우되는 소정의 탄성 파장을 파급시킨다.

초음파 데이터들은 상기 매질에 포함된 입자들에 의해 반향하는 초음파 자극을 방출시킴으로써 획득할 수 있다. <speckle>이라 불리는 상기 초음파 시그널은 1 μs에서 10 ms 사이에서 변화할 수 있는 지속시간 상에서 상기 동일 초음파 변환기(2)에 의해 기록된다. 상기 조작은 템포 1/T에서 숫자 N의 회수만큼 반복된다.

본 발명에 따른 다른 실시예에서, 상기 변환기가 상기 진동장치 또는 상기 보조 작동장치에 고정되거나 또는 반대로 상기 작동장치가 상기 변환기에 고정된다.

상기 진동장치의 상대적 변이를 보정하는 단계에서, 두 개의 초음파 획득 $d(z,t)$ 사이에서의 조직 조각들의 위치 이동은 상기 변환기의 위치에 따라서 측정된다. 상기 변환기가 움직이지 않을 경우에는 실험적으로 측정된 변이들은 절대 변이들과 동일하다. 반면, 상기 변환기가 저주파 파동을 생성하는데 사용될 경우에는 실험으로 측정된 변이들이 더 이상 절대 변이들과 동일하지 않기 때문에 상기 변환기의 위치 이동을 참작해야 한다. 절대 변이들을 획득하기 위해서는 측정된 변이들에서 상기 진동장치의 정확한 변이를 빼야 한다. 상기 진동장치에서 상대적으로 측정된 변이들은 다음과 같이 표현된다.

$$d(z,t) = \delta(z,t) - D(t)$$

여기서 z 는 깊이, $D(t)$ 는 상기 진동장치의 절대 변이, 그리고 $\delta(z,t)$ 는 깊이 z 에 위치한 상기 매질 조직의 절대 변이이다. 상기 진동장치는 깊이 $z=0$ 에 위치된다.

한편, 상기 변이들은 변형을 획득할 수 있게끔 상기 깊이에 따라 유도되기 때문에 소음이 중요할 수 있다. 사실 상기 유도 작업은 소음에 매우 민감하다. 따라서 적당한 조건에서 상기 진동장치의 변이를 보정하는 것이 중요해 보인다. 위치 센서(4)로 인해 정확하고 직접적인 방식으로 $D(t)$ 를 측정할 수 있다. 상기 초음파 라인들의 보정(또는 실패)은 예를들면 Fourier의 영역에서 구현될 수 있다.

시간 $t=mT$ 에서 획득된, 초음파 라인 숫자 m 의 이산된 Fourier 변환은 다음과 같다.

$$\sum_{n=0}^{N-1} r(m,n) \exp(-j \frac{2\pi n k}{N})$$

이때 $r(m,n)$ 은 샘플에 맞춘 시그널, N 은 샘플들의 숫자이다. 만약 상기 초음파 라인이 시간 $t=mT$ 에서 획득되었다면 보정된 라인 $r_s(m,n)$ 은 일시적인 영역에서 다음과 같이 표현된다.

$$r_s(m,n) = \sum_{n=0}^{N-1} R(m,k) \exp(j \frac{2\pi k}{N} (n + \frac{2D(t)}{cT_s}))$$

세포 조직의 반응속도 계산에서, 상기 변이들은 때로는 Doppler에 의한 상호적 상관관계 때로는 독자적 상관관계로 측정되며, 보다 일반적으로는 모든 다른 변이 측정 기술에 의해 측정된다. 예를들면 Kasai가 설명한 독자적 상관관계의 알고리즘을 사용할 수 있다.

$$\delta(z, t = mT) = \frac{V_c}{4\pi f_c} \arg \left(\sum_{n=p-m}^{n=p+m} \bar{r}_s(m, n) \bar{r}_s^*(m+1, n) \right)$$

여기서 \bar{r}_s 은 r_s 의 Hilbert의 변형이다. r_s^* 는 $-r_s$ 의 켤레이다. 상기 알고리즘과 함께 우리는 깊이 $(p-m)\Delta z$ 와 $(p+m)\Delta z$ 사이, 그리고 시간 mT 와 $(m+1)T$ 사이에 위치한 조직 조각의 변이 $\delta(z, t)$ 를 측정할 수 있다. 이 때, T 는 두 개의 연속적인 초음파 사격 사이의 기간이며 Δz 는 깊이에서 공간적 샘플링의 보폭이다. 세포 조직의 반응 속도 $v(z, t)$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$v(\dot{z}, t) = \delta(\dot{z}, t) / T$$

세포 조직 변형의 속도를 계산하는 단계에서, 세포 조직 변형의 속도는 상기 깊이에 따라 $v(z, t)$ 를 유도함으로써 획득된다.

$$\varepsilon(z, t) = \frac{\partial v(z, t)}{\partial z}$$

탄력 파동의 속도를 계산하는 단계에서 탄력 파동의 속도 측정은 예를들면 해당 매질의 각 깊이에서 탄성 파동의 중앙 주파수 f_0 에서 전단(shearing)의 파동의 위상 $\Phi(z)$ 을 계산함으로써 획득할 수 있다.

$$\varepsilon'(z, f) = FT(\varepsilon(z, t))$$

$$\varphi(z) = \arg(\varepsilon'(z, f_o))$$

$$V_s(z) = \frac{2\pi}{f_o} \left(\frac{d\varphi(z)}{dz} \right)^{-1}$$

생물학적 세포 조직처럼 무른 매질들의 탄성 계산 단계에서, 보다 일반적으로는 주로 액체 형태의 물로 이루어진 고형 매질의 탄성 계산 단계에서, 그 탄성(Young의 모듈)은 전단(shearing)의 반응속도 V_s 와 밀도 ρ 에 따라 표현된다.

$$E = 3\rho V_s^2$$

$$E(z) = 3\rho \left[\frac{2\pi}{f_o} \left(\frac{d\varphi(z)}{dz} \right)^{-1} \right]^2$$

이처럼 인간 또는 동물 기관의 탄성을 측정하기 위한 상기 장치는 때로는 사용자가 표시한 두 개의 깊이들 사이의 탄성의 평균 값을 제공하고 때로는 상기 깊이에 따른 탄성의 변화들을 제공한다.

본 발명에 따르면, 상기 접촉자(1)는 자의적인 방식으로, 예를 들면 선형으로(에코그래프 막대 타입) 또는 별집 모양으로 배치된 다수의 변환기들을 포함할 수 있다. 이러한 방식으로, 상기 탄성은 분석하고자 하는 매질의 상이한 구역들에서 측정될 수 있다.

획득의 기간 이외에, 본 발명에 따른 상기 장치는 초당 50 라인의 전형적 템포로 초음파 라인들을 획득한다. 그 라인들은 상기 시그널의 포락선(envelope)만을 저장하는 방식으로 표준 에코그래프에서처럼 처리된다. 그리고 상기 라인들은 회색 수준에서 대수적으로, 하나씩 옆으로 들어어서 이미지를 형성하는 방식으로 상기 장치의 모니터 상에 게시된다.

상기 이미지는 상기 접촉자(1)를 간의 표면에서 거의 일정한 속도로 이동시킴으로써 획득할 수 있는데, 이때 사용자는 자신이 관찰하는 구역의 왜곡된 이미지를 얻게 된다. 상기 이미지가 왜곡되는 것은 사용자가 상기 접촉자(1)를 일정한 속도로 움직이는 것이 불가능하기 때문이다. 이 이미지는 사용자로 하여금 해당 측정이 구현되는 구역을 결정할 수 있게 해 준다. 상기 이미지의 왜곡은 상기 매질의 표면에서 상기 접촉자(1)의 위치를 측정함으로써 상당히 감소된다. 상기 라인들은 상기 매질 상에서 상기 센서의 가로좌표의 변화에 따라 상기 모니터 상에 게시된다.

도 2에 도시한 바와 같이, 상기 매질 상에 놓인 상기 접촉자(1)의 위치는 상이한 타입들이 가능한 측정 시스템의 도움으로 획득될 수 있다.

- 마이크로 컴퓨터용 마우스에서 사용되는 타입의 위치 센서. 이 경우, 룰렛(11)을 사용하는 시스템, 즉 광마우스와 같이 광학 시스템을 선택할 수 있다
- 환자의 신체 상에 배치된 적어도 세 개의 초음파 수신기(13)와 소식자 상에 위치한 적어도 하나의 송신기(14)(그 위치는 삼각측량에 의해 획득된다)로 구성되는 저주파(일반적으로 100 kHz) 초음파 포지셔닝 시스템(12)
- 기타 모든 다른 변이 측정 시스템. 이 경우, 이 시스템은 상기 중앙 유니트에 연결된다

본 발명에 따른 인간 및 동물 기관의 탄성을 측정하기 위한 상기 장치는 표준 에코그래프(15)에 연결될 수 있다. 그렇게 하면 상기 애코그래프는 해당 기관들에 대한 형태학적인 정보 뿐 아니라 탄성의 양적인 매개 변수를 또한 제공한다.

1. 그러면 상기 에코그래프는 표준 에코그래프 소식자(16)와 더불어, 도 5a에 도시된 바와 같이, 접촉자 타입의 소식자(17)를 제시할 수 있다. 상기 접촉자(17)는 도면에는 도시되지 않았으나 바이옵시를 위한 안내 시스템의 방식 또는 도 4에 도시된 바와 같이 연속된 Doppler의 이전 시스템 방식으로 소정의 에코그래프 막대 주변에 장착될 수 있다.

2. 또한 상기 초음파 막대가 그 자체로서 상기 탄성 알고리즘을 위해 사용된 초음파 시그널들의 획득을 구현하는 것도 생각해 볼 수 있다.

유리하게는, 본 발명에 따른 상기 장치는 섹터 상에서 분기하든 또는 배터리의 도움으로 전원을 공급하든 이동형일 수 있다. 탄성을 측정하기 위한 주사는 상기 탄성의 이미지를 획득하기 위해 수동으로 조작될 수 있다. 동일한 방식으로, 상기 주사는 싱글스텝 조작 모터 또는 전기역학적으로 컨트롤되는 모든 다른 작동장치의 도움으로 구현될 수 있다.

상기 에코그래프들(15)에는 선형적으로, 상기 탄성 측정에 필요한 알고리즘들을 계산하고 돌릴 수 있는 상기 시그널 처리 유니트들이 장착되어 있기 때문에, 상기 시스템은 경우에 따라서는 상기 에코그래프(15)의 전기적 모듈들을 공유한다. 이 때, 상기 막대는 경우에 따라서는 상기 매질의 표면과 수직으로 교차할 수 있는 진동의 움직임에 의해 그 자체로 써 저주파 진동을 생성할 수 있다. 상기 획득은 도 5a에 도시된 바와 같이 상기 에코그래프 이미지의 중앙 라인 상에서 구현될

수 있다. 그리고 획득 라인을 변화시키고 도 5b에서 5d에서 나타난 것처럼 해당 이미지의 표면 전체에 주사하는 방식으로 저주파 자극을 재생산할 수 있다. 경우에 따라서는, 다음과 같이 변화한 초음파 집중 기술을 사용해서 동시에 다수의 라인들을 구현할 수 있다.

- Shattuck에 의해 설명된 방식 (cf. <<a parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays>>, J. Acoust. Soc. Am. 75(4), 1273-1282, 1984),

- 도 5b에서 5d에 도시된 바와 같이 동시에 2, 4, 8개의 라인을 획득하는 머리빗 타입의 기술. 도 5d의 예에서, 라인 i와 i+64는 동시에 획득된다.

- 프랑스 특허 FR 9903157호에서 설명한 것과 같이 가중-지연의 알고리즘을 사용하면서 초고속의 길을 형성하는 기술, 예를 들면 공간 주파수들들의 간격에서의 기술처럼 <beamforming>의 다른 타입.

상기 장치가 앞에 언급한 문서들에서 기술한 초고속 영상기술 기술들과 공동으로 사용되어 상기 탄성의 이미지를 획득할 수 있다는 것은 명확하다.

본 발명에 따르면, 본 발명에 따른 상기 장치는 초음파에 투명하게 비치는 소정의 중개 매질(18)을 사용할 것이다. 그 중개 매질(18)은 예를들면 폴리마크릴라미드 타입의 합성 폴리머일 수 있다. 점착성의 물질 또는 풀이 매개 매질(18)과 상기 연구대상 사이에 위치하여 때로는 미끄러운 인터페이스를 때로는 연결된 인터페이스를 획득한다. 상기 매개 매질(18)은 초음파에 대해서뿐 아니라 저주파 파동에 대해서도 투명하게 비치기 때문에 혼선적이라는 점에 주의하여야 한다. 상기 매개 매질(18)은 연구대상 매질의 탄성과 근접한 탄성을 타나내도록 선택하여 그 임피던스를 맞추고 최대의 에너지로 상기 연구대상 매질에 전달되게끔 한다. 상기 매개 매질(18)은 또한 선형이 아닌 방식으로 변하는 자신의 탄성 모듈이 연구대상 매질의 모듈에 근접하게 되도록 압축될 수 있다. 이러한 제안은 매질의 탄성을 측정하는데 있어서 독창적인 기술이다. 왜냐하면, 그것은 매개 매질(18)의 탄성을 최대의 에너지가 전송되는 수준까지 변형할 수 있기 때문이다. 이 경우 그 탄성은 해당 매질의 탄성에 근접하기에 이른다.

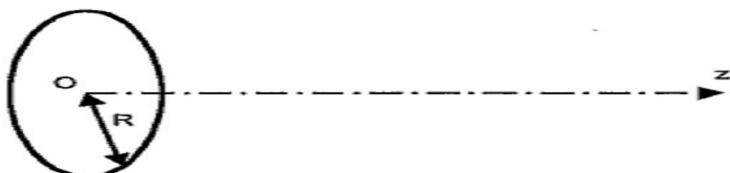
한편, 본 발명에 따른 상기 장치와 방법은 해당 매질의 깊이에 따라 맞추어진 변이 계산의 방식 또는 알고리즘을 이용한다. 깊이가 얇을 경우 변이들의 진폭이 큼며, 이때 상기 알고리즘은 연속된 라인들끼리 서로 비교한다. 반대로 깊이가 깊을 경우 연속된 라인들 간의 변이의 진폭이 미약하면, 그 상관관계는 라인 m과 라인 m+Δ사이에서 ($\Delta > 1$) 영향을 받는다. 그처럼 다수의 라인을 건너뛰면서, 상기 측정할 변이의 진폭은 커지고 시그널 대 소음의 비율도 증가한다. Kasai 알고리즘을 적용하면 다음과 같다.

$$\delta(z, t = mT) = \frac{V_c}{4\pi f_c} \arg \left(\sum_{n=p-m}^{n=p+m} \bar{r}_s(m, n) \bar{r}_s^*(m + \Delta(z), n) \right)$$

여기서 $\Delta(z)$ 는 $U(z, t) =$ 파동과 함께 증가하는 $\Delta(z) \geq 1$ 인 정수의 개수.

등방성 및 이방성 매질에서 사용된 진동장치와 관련된 회절의 효과를 알면 회절의 효과들을 완벽하게 보정할 수 있다. 우리는 또한 해당 매질에서 약화(attenuation)를 평가할 수 있다. 디스크 형태의 저주파 압력 소스의 경우에, 해당 축 상에서 회절의 자극적인 응답은 다음 공식을 따른다.

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{2aR^2t}{\rho(z^2 + R^2)^{3/2}}, \text{ if } 0 \leq t < \frac{\sqrt{z^2 + R^2}}{V_s} \\ 0, \text{ if } \frac{\sqrt{z^2 + R^2}}{V_s} \leq t \end{array} \right.$$



여기서 z 는 상기 디스크 상의 해당 깊이, ρ 는 해당 매질의 밀도, u 는 Oz 를 따라서 적용된 강제력 a 에 연관된 Oz 대칭의 축을 따르는 변이, t 는 시간, R 은 상기 디스크의 반지름, 그리고 V_s 는 전단(shearing)의 속도이다. 이 방정식에 약화 α 를 도입할 수 있다. 상기 방정식은 동시에 회절 및 커플링 효과를 포함한다. V_s 와 α 의 평가는 소정의 계산에 의해 획득될 수 있다. 예를들면 실험으로 측정된 변형과 이론적 모델로 획득한 변형들 간의 차이의 모듈인 기능 코스트를 최소화하는 목적의 최적화의 반복적 계산을 사용할 수 있다.

본 발명에 대해 전술한 내용은 일례에 불과한 것으로서, 전문가가 인간 또는 동물 기관의 탄성을 측정하려는 목적으로, 특히 상기 장치를 구성하는 상이한 요소들의 배치나 조립 또는 상기 방식에 해당하는 단계들과 같은 순서를 고려하여 상기 장비 및 상기 방법의 다양한 이형을 구현한다 할 지라도 본 발명의 범주를 벗어나지 않음을 알아야 한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

인간 또는 동물의 기관, 특히 간의 탄성을 측정하기 위한, 또는 보다 일반적으로는 초음파를 주사한 후 소정의 초음파 시그널을 나타내는 모든 점탄성적 매질의 탄성을 측정하기 위한 장치로서,

초음파 변환기(2)가 장착된 적어도 하나의 접촉자(1)와,

적어도 하나의 위치 센서(4),

상기 장치를 시동하기 위해 소정의 전기 에너지 소스에 유선으로 연결된 작동기를 포함하여 이루어지며,

1 Hz와 5000 Hz 사이의 주파수 대역을 나타내는 소정의 일시적 저주파 자극을 생성하는 데 적합하도록 상기 초음파 변환기에 고정된 전기역학적 보조 작동기(3)가 장착된 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서,

컴퓨터, 마이크로 컴퓨터 또는 중앙 유니트의 명령 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 3.

제1항에 있어서,

상기 접촉자(1)가 부드럽고 새지 않는 막(5)을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 4.

제1항에 있어서,

상기 접촉자(1)가 상기 초음파 변환기(2)를 보호하기 위한 보호 장치(6)를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 5.

제1항에 있어서,

상기 접촉자(1)가 상호 교신하는 컨트롤 모듈과 초음파 수신 모듈에 연결된 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 6.

제2항 및 5항에 있어서,

상기 명령 수단이 상기 컨트롤 모듈 및 상기 초음파 수신 모듈과 교신하기에 적합한 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 7.

제1항 및 제2항에 있어서,

명령 수단에 연결된 게시 모니터의 유저 인터페이스를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 8.

제1항에 있어서,

상기 접촉자(1)가 적어도 하나의 애코그래프(15)와 연결되며, 획득된 이미지들이 모니터, 상기 애코그래프의 모니터 상에 시각화되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 9.

제8항에 있어서,

상기 장치에 애코그래프 막대가 탑재되며 상기 막대가 초음파 시그널들의 획득을 구현하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 10.

제1항에 있어서,

해당 환자의 신체 상에(상기 기관을 배치) 위치한 적어도 세 개의 수신기와 상기 촉진자(1) 상에 위치한 적어도 하나의 방출기(14)로 이루어진 초음파 포지셔닝 시스템(12)을 포함하는 장치.

청구항 11.

제1항에 있어서,

초음파와 저주파 파동에 투명하게 비치는 탄력있는 매개 매질(18)인 폴리아크릴라미드 타입의 합성 폴리머를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 12.

제11항에 있어서,

상기 매개 매질(18)이 자신의 탄성 모듈을 변화시키도록 하는 방식으로 압축하면서, 연구 대상이 된 매질인 인간이나 동물의 기관의 탄성과 근접한 소정의 탄성을 나타내는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 13.

제2항 및 제7항에 있어서, 상기 명령 수단과 상기 유저 인터페이스가 적어도 하나의 배터리의 도움을 받아 전기 에너지를 공급받는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 14.

제1항에 있어서,

인간 또는 동물 기관에서의 깊이에 따라서 조정되는 소정의 변이 계산의 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15.

선행 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

적어도 상기 초음파 변환기의 말단에 길이가 2 내지 20 mm, 바람직하게는 약 11 mm 그리고 폭이 1 내지 10 mm, 바람직하게는 약 5 mm 되는 길쭉한 장방형, 칵사각형, 타원형 등의 소정의 길쭉한 형태가 나타나는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 16.

선행 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 변환기가 10도 내지 80도의 각을 가지는 원뿔형 또는 원뿔대 모양을 나타내는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 17.

적어도 하나의 초음파 변환기(2)와, 적어도 하나의 위치 센서(4), 전기 에너지 소스에 유선으로 연결된 보조 작동기(3)를 포함하는 장치의 도움으로 탄성을 계산할 수 있는 방법에 있어서,

저주파 자극 생성 및 초음파 시그널 획득하는 단계와,

상기 진동장치의 상대적 변이(displacement) 보정단계와,

세포 조직의 반응속도를 계산하는, 해당 매질 속에서 획득물들 간의 변이들을 계산하는 단계와,

세포조직의 변형 속도를 계산하는 단계와,

탄성 파동의 속도를 계산하는 단계와,

탄성을 계산하는 단계를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 18.

제17항에 있어서,

희망하는 구역의 이미지 모드에 따른 로컬리제이션이라는 선행 단계가 있으며, 에코 라인들을 위한 초음파 시그널의 획득은 초당 약 50 라인의 템포로 발생할 수 있는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 19.

제18항에 있어서,

상기 탄성의 계산 단계를 통해 획득된 결과가, 상이한 색상 수준의 형태로서 상기 에코 라인들에 포개어지는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 20.

제17항 및 제18항에 있어서,

상기 자극 또는 시그널, 저주파수는 1 Hz에서 5000 Hz 사이에 포함되는 주파수 f 와 $1/2f$ 에서 $20/f$ 까지 변화하는 지속시간을 가지는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 21.

제17항에 있어서,

상기 세포 조직의 반응 속도 계산의 단계가 상호 상관관계, Doppler, 독자적 상관관계 또는 모든 다른 변이 측정 기술들에 의해 구현되는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 22.

제17항 및 제21항에 있어서,

상기 세포 조직의 변형 속도 계산이 상기 깊이에 의한 조직 세포의 반응속도를 유도하면서 이루어지는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 23.

제17항에 있어서,

상기 탄성의 측정을 위한 상기 획득이 100 Hz에서 100000 Hz 사이의 템포에서 구현되는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 24.

제17항에 있어서,

인간 또는 동물 기관에 주사하는 선행적인 단계가 있으며, 상기 주사 단계가 수동, 싱글스텝 조작 모터, 또는 전기역학적으로 컨트롤되는 모든 다른 작동장치의 도움으로 구현될 수 있는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

청구항 25.

제17항 및 제23항 중의 한 항에 있어서,

초음파 역학산 계수와 같은 세포 조직 매개 변수를 계산함으로써 연구 대상 매질을 자동적으로 재확인하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 탄성 계산 방법.

요약

본 발명은 인간 또는 동물 기관 특히 간의 탄성을, 보다 일반적으로는 초음파를 주사한 후 소정의 초음파 시그널을 나타내는 모든 점탄성적 매질의 탄성을 측정하기 위한 장치에 관한 것으로서, 상기 장치는 초음파 변환기(2)가 장착된 적어도 하나의 접촉자와, 적어도 하나의 위치 센서, 상기 장치를 시동하기 위해 소정의 전기 에너지 소스에 유선으로 연결된 작동기를 포함하며, 또한 1 Hz와 5000 Hz 사이의 주파수 대역을 나타내는 소정의 일시적 저주파 자극을 생성하는 데 적합하도록 상기 초음파 변환기에 고정된 소정의 전기역학적 보조 작동기(3)가 장착된 것을 특징으로 한다.

대표도

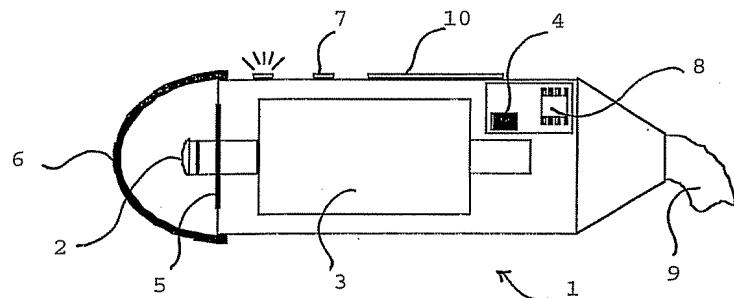
도 1

색인어

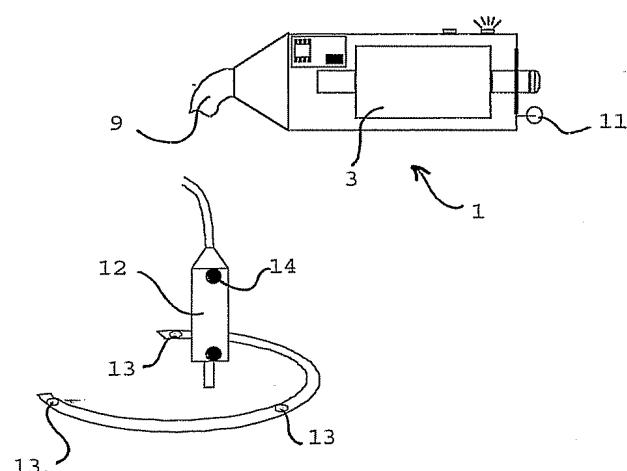
초음파 시그널, 점탄성적 매질, 초음파 변환기, 접촉자, 보조 작동기

도면

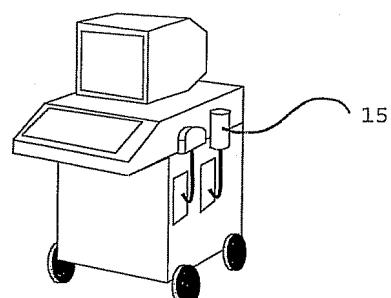
도면1



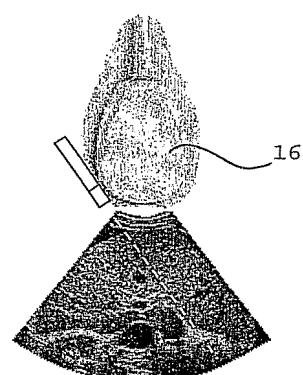
도면2



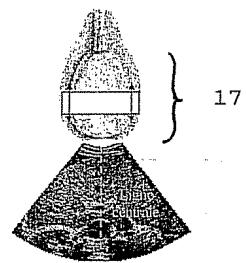
도면3



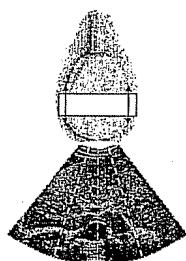
도면4



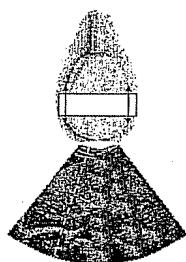
도면5a



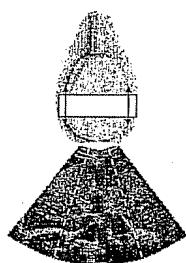
도면5b



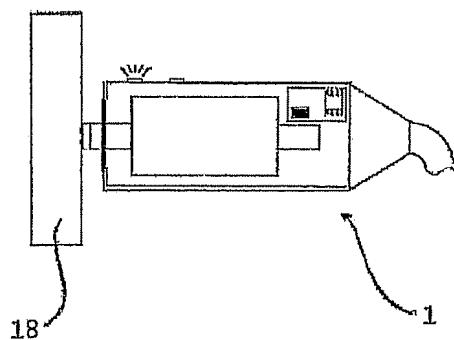
도면5c



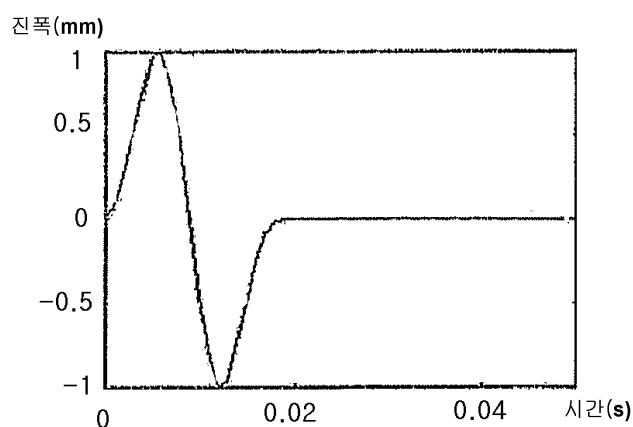
도면5d



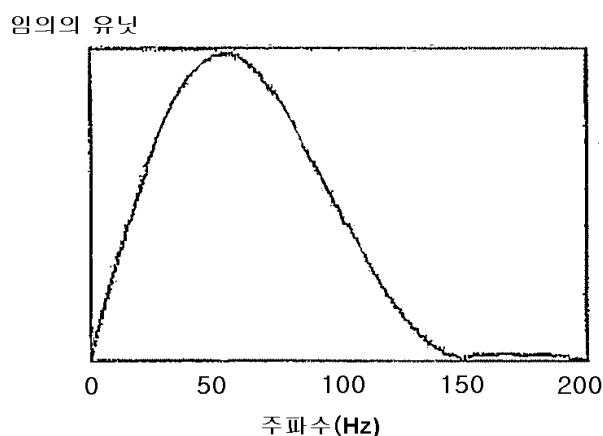
도면6



도면7a



도면7b



专利名称(译)	用于测量人体或动物器官的弹性的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020050054916A	公开(公告)日	2005-06-10
申请号	KR1020057002337	申请日	2003-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	爱科森股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	经济一		
当前申请(专利权)人(译)	经济一		
[标]发明人	SANDRIN LAURENT 쌍드랭로헝 HASQUENOPH JEAN MICHEL 아스꼬노프장미셸		
发明人	쌍드랭,로헝 아스꼬노프,장 미셸		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4281 G01N2291/02475 G01N2291/0422 A61B8/4245 G01N2291/0421 A61B5/4244 A61B5/0048 A61B8/485 A61B5/0051 A61B8/4254		
优先权	2002010104 2002-08-08 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量所有粘弹性介质的弹性的装置，该装置通常在更多地扫描超声人或动物器官之后显示计算机的预定超声信号，尤其是肝脏的弹性。并且该装置包括致动器，该致动器连接到预定电能源的流线，以便启动至少一个接触器，其中安装超声换能器(2)和至少一个位置传感器，以及该装置。并且为了适合于临时它显示5000Hz和1Hz之间的频带产生低频刺激它电动力学它固定到超声换能器上，而次级致动器(3)还被安装。计算机的超声信号，粘弹性介质，超声换能器，接触器，辅助致动器。

