



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0058441
(43) 공개일자 2020년05월27일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
G16H 30/40 (2018.01) G16H 50/20 (2018.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 8/485 (2013.01)
A61B 8/0833 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2020-7010014
- (22) 출원일자(국제) 2018년11월15일
심사청구일자 2020년04월10일
- (85) 번역문제출일자 2020년04월07일
- (86) 국제출원번호 PCT/CN2018/115524
- (87) 국제공개번호 WO 2019/052584
국제공개일자 2019년03월21일

- (71) 출원인
니에 시리양
중국, 후베이, 우한 지양안 디스트릭트, 공농빙
로드, 넘버 18, 창지양 웨이샹 후아포 올드 빌딩
레노베이션, 빌딩 1, 8층, 룸 4
- (72) 발명자
니에 시리양
중국, 후베이, 우한 지양안 디스트릭트, 공농빙
로드, 넘버 18, 창지양 웨이샹 후아포 올드 빌딩
레노베이션, 빌딩 1, 8층, 룸 4
- (74) 대리인
김순웅

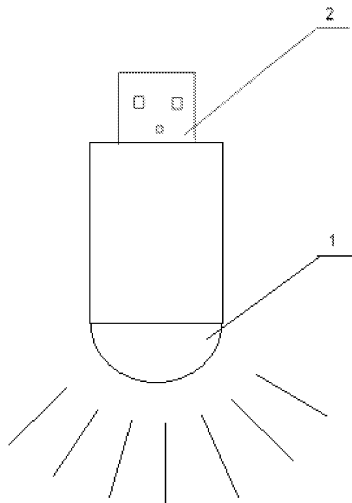
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 인체 조직 준-탄성 계수 및 탄성 측정 방법 및 장치

(57) 요약

인체 조직 준-탄성 계수 측정 방법이 개시되며, 인체 조직 준-탄성 계수를 결정하기 위해 심플렉스 최적화 방법이 사용되고, 9 개의 3차원 탄성 계수를 3 개의 준-탄성 계수로 감소시켜(4 개의 탄성 계수가 2 개의 준-탄성 계수로 감소되는, 2차원 초음파 환자 치료 계획 또는 프로빙) 계산 시간을 절약한다. 또한 준-탄성 계수 측정 방법을 기반으로 하는 인체 조직 준-탄성 계수 측정 방법이 개시되며, 인체 조직 준-탄성 계수의 상대적 변화를 측정하기 위해 2차 이미징 방법을 사용함으로써, 초음파 이미징 정확도에 의존하는 탄성 이미징 장치의 결함을 개선한다. 인체 조직 구조의 변화는 상대적 변화를 측정함으로써 정확하게 결정될 수 있다. 또한, 인체 조직 준-탄성 계수 측정과 일치하는 초음파 프로브 또는 프로빙 장치가 제공되며, 이는 고가의 이미징 장치의 필요성을 제거함으로써 비용을 낮춘다. 프로브는 홍보와 사용에 적합하다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/4483 (2013.01)

A61B 8/483 (2013.01)

A61B 8/5223 (2013.01)

A61B 8/565 (2013.01)

G16H 30/40 (2018.01)

G16H 50/20 (2018.01)

명세서

청구범위

청구항 1

인체 조직 준-탄성 계수를 결정하기 위해 다음 식(1)을 기반으로 심플렉스 최적화 방법을 사용하는, 인체 조직 준-탄성 계수 결정 방법으로서:

$$T = E_{xx} \Delta X + E_{yy} \Delta Y + E_{zz} \Delta Z \quad (1)$$

식(1)에서, T는 인체 조직의 준-변형률이고, E_{xx} , E_{yy} , E_{zz} 는 3 개의 주요 인체 조직 탄성 계수이고, ΔX , ΔY , ΔZ 는 이미지 변위이고;

구체적으로:

- (1) 우선, 추정 탄성 계수(E_{xx0} , E_{yy0} , E_{zz0})의 세트를 입력점으로 하고, ΔX , ΔY , ΔZ 는 3차원 초음파 프로브에 의해 얻어진 동일한 이미지 광학 밀도의 압력 변위이고, 이후 준-변형률을 계산하고;
- (2) E_{xx} , E_{yy} 및 E_{zz} 를 조정하는 심플렉스 최적화 방법에 따라 또 다른 새로운 준- 변형률을 계산할 수 있고;
- (3) $T_n - T_{n-1}$ 이 약 0이 될 때까지 계속해서, 인체 조직 준-탄성 값을 얻는 것을 특징으로 하는 인체 조직 준-탄성 계수 결정 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

종양에 대한 3차원 초음파 이미지의 검출 부위의 최소 분할 단위는 약 1 mm x 1 mm x 1 mm이고, 이 개선된 현재의 방사선 전문의의 눈으로 결정된 종양 크기는 0.5 cm에서 약 1000 배 작은 것을 특징으로 하는 인체 조직 준-탄성 계수 결정 방법.

청구항 3

질환은 정상 조직과 비교할 때 항상 많은 양의 변화가 있기 때문에, 질환과 정상 조직을 식별하기 위한 기준으로서 동일한 픽셀에서 2 회 이미지(예를 들어, 현재의 준-탄성 계수(ΔE) 또는 이미지 광학 밀도(ΔI))의 차이를 사용하는 2 회 이미징 방법(시간은 한두 시간 내에 빠르게 변하는 질환과 같은 질환의 특성에 따라 달라지며, 원칙은 이 기간 동안 정상 조직에서는 명확한 변화를 볼 수 없는 최소 시간 이내여야 함)으로서, 이것은 공리이지만, 질환을 정확하게 식별하기 위해 이 공리를 임상 판단 기준으로 도입한, 2 회 이미징 방법.

청구항 4

제 1 항, 제 2 항 및 제 3 항을 기반으로 하는 임의의 치료 계획.

청구항 5

최종 사용자를 위한 USB 출력 포트 또는 WIFI 출력 포트를 갖고, 전통적인 이미지 컴퓨터 시스템이 없는 특수 초음파 트랜스듀서 장치.

청구항 6

제 1 항, 제 2 항, 제 3 항 및 제 5 항을 기반으로 하는 임의의 제품.

청구항 7

제 1 항, 제 2 항 및 제 3 항을 기반으로 하는 소프트웨어를 포함하는, USB 또는 WIFI 출력 포트를 갖는 초음파 트랜스듀서; 및 최종 사용자의 특허가 부여된 트랜스듀서로부터의 원시 데이터를 분석하고, 전문가와 최종 사용자 모두를 위한 통계 데이터 파일과 함께, 원래의 전통적인 초음파 이미지에 삽입된 색상 형태의 질환 이미지를 전송하는 클라우드(cloud) 형태의 슈퍼컴퓨터 진단 센터를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 8

조직 이미지 밀도를 얻고 이를 USB 또는 WIFI와 같은 출력 포트를 통해 특별한 슈퍼컴퓨터 진단 센터로 전송하도록 구성된 초음파 트랜스듀서.

청구항 9

정상 조직과 질환을 정확하게 구별하기 위해 픽셀에서 이미지의 변화를 고려하는 새로운 분석 소프트웨어 세트로서, 정확도는 최신식 질환 검출기보다 훨씬 정확하게 달성될 수 있고, 따라서 최신식 종양 검출의 판독 이미지에 대한 방사선 전문의의 눈의 물리적 한계를 극복하는 새로운 분석 소프트웨어 세트.

청구항 10

제 1 항, 제 2 항, 제 4 항 및 제 5 항에 따른 환자 치료 계획.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 질환 진단 분야에 관한 것으로, 보다 상세하게는 임상 질환 진단 표준 및 측정 방법으로서 인체 조직 준-탄성 및 준-탄성 계수 또는 이미지 광학 밀도 변화에 관한 것이다. 본 발명은 또한 매일 계획할 수 있는 초음파 이미지를 기반으로 치료 시간에 따라 종양 크기가 변하는 환자를 정확하게 치료할 수 있는 환자 치료 계획을 제공한다.

배경 기술

[0002] 신체 조직 탄성 영상(예를 들어, GE 또는 민드레이(Mindray)사의 탄성영상(elastography))에 의해 결정된 절대 탄성계수가 있지만, 이러한 탄성 이미지 분석기(elastic image analyzer, 탄성영상)는 일반적으로 고가의 고정밀 이미지 생성 장치를 필요로 한다. 이는 항상 석회화(또는 양성) 부위와 고밀도 조직을 암 종양으로 식별하기 때문에 방사선 종양 전문의에 의해 임상적으로 받아들여지지 않으며, 수요도 없다.

[0003] 현재의 탄성 계수 방법은 일반적으로 3D 시스템의 9 개의 탄성 계수 또는 2D 시스템의 4 개의 탄성 계수를 계산하기 위해 사용되는데, 계산 시간이 길며, 인체 조직의 절대 탄성은 결정하기 어려운 작업이므로, 절대 탄성 계수를 얻을 수 있다고 하더라도, 정상 조직과 병든 조직의 탄성 계수 차이를 구별하는 것은 쉽지 않다(인체 석회화 또는 양성 또는 심지어 고밀도 조직 부위가 종양의 밀도와 매우 유사하기 때문이다).

[0004] 절대 탄성 계수를 측정하기 위한 상기한 종래의 방법 및 장치는 불편하고, 종양과 정상 조직을 정확하게 구별하지 못하며, 따라서 이러한 문제를 해결하기 위한 이론적 돌파구가 시급히 필요하다는 것을 알 수 있다.

발명의 내용

[0005] 본 발명은 인체 조직의 준-탄성 계수를 결정하기 위해 심플렉스 최적화 방법(simplex optimization method)을 이용하고, 9 개의 3차원 탄성 계수를 3 개의 준-탄성 계수로 감소시켜(4 개의 탄성 계수가 2 개의 준-탄성 계수로 감소되는, 2차원 초음파 환자 치료 계획 또는 검출과 유사함) 계산 시간을 절약하는, 인체 조직 준-탄성 계수 측정 방법을 개시하며; 본 발명은 또한 탄성 측정 방법의 준-탄성 조직을 기반으로 하는 방법을 제공한다. 정상 조직 이외의 질환을 식별하기 위한 표준으로서 각각의 픽셀에서의 차이를 고려하기 위해 2 회 이미징(two-times imaging)을 제시한다. 이는 상대적 변화를 고려하여 (탄성영상에서와 같은) 종양의 절대 탄성 계수 결정의 문제를 제거할 것이며, 정상 조직과 비교할 때 질환은 항상 큰 변화가 있기 때문에, 변화량을 사용하여 질환과 정상 조직을 분명히 구별할 수 있다. 또한, 본 발명은 고가의 이미징 컴퓨터 시스템에 대한 필요 없이 초음파 트랜스듀서(ultrasonic transducer)를 제공하여 가격을 낮출 수 있다. 색-표시(color-marking) 질환 부위를 갖는 이 특허가 부여된 트랜스듀서는 용이한 사용으로 인해 대중에게 받아들여질 수 있고, 적용의 홍보에 적합하다.

도면의 간단한 설명

[0006] 본 발명은 기술적 방안의 개요일 뿐이며, 본 발명의 기술적 수단에 대한 명확한 이해를 제공하기 위해 본 발명은 첨부된 도면 및 특정 실시형태를 참조하여 더욱 상세하게 설명될 것이다.

도 1은 본 발명에 따른 초음파 트랜스듀서의 개략적인 구조이다. 본 발명자들은 최종 사용자가 이미지 컴퓨터를 필요로 하지 않고 비용을 절약할 수 있도록 기존 초음파 시스템의 컴퓨터 시스템 내의 에코파(echo wave) 기록 타이머와 저장 장치를 트랜스듀서로 옮긴다. 또한 본 발명자들은 전 세계적으로 하나의 특별한 슈퍼컴퓨터 진단 센터를 갖고 있고 최종 사용자 비용을 절약하기 때문에, 진단 소프트웨어를 최신 질환 식별 알고리즘으로 업데이트하는 것이 훨씬 편리하다. 본 발명자들은 일반 최종 사용자가 메뉴얼의 지침에 따라 집에서도 트랜스듀서를 사용할 수 있도록 3D 이미지 시스템 및 전통적인 초음파 이미지에 삽입된 색-표시 질환 부위를 도입한다.

도 2는 본 발명의 초음파 검출 장치의 블록도이다.

도 3은 본 발명의 진단 정확도의 개략도로서, 진단에서 디지털 변화 개념을 도입하기 때문에 현재의 초음파 기술에서 약 1 mm x 1 mm x 1 mm인 픽셀 레벨에서 질환을 실제로 표시할 수 있다. 에코파 기록 타이머와 압전 세라믹 해상도를 개선하면, 해상도를 1 내지 2 μm로 개선할 가능성이 높다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0007] 본 발명이 해결하는 첫 번째 기술적 과제는 계산 시간을 절약하기 위해 인체 조직 준-탄성 계수를 제공함으로써, 절대 탄성 계수를 계산하기 위해 많은 시간이 걸리는 단점을 극복하기 위한 것이다. 상기한 기술적 과제를 해결하기 위해, 본 발명은 다음과 같은 기술적 방안을 채택한다:

[0008] 본 발명은 x, y 및 z 축의 주요 변형률(strain)을 정의하기 위해 다음 식(1)을 기반으로 인체 조직 준-탄성 계수를 제공한다. 심플렉스 최적화 방법을 사용하여 다음과 같이 E_{xx}, E_{yy} 및 E_{zz}의 준-탄성 계수의 최종 결과를 찾는다.

[0009]
$$T = E_{xx} \Delta X + E_{yy} \Delta Y + E_{zz} \Delta Z \quad (1)$$

[0010] 식(1): T는 인체 조직의 준-변형률이고, E_{xx}, E_{yy}, E_{zz}는 3 개의 주요 인체 조직 탄성 계수(이는 실제로 탄성 계수의 진정한 물리적 정의가 아니기 때문에 준-탄성 계수라고 지칭함)이고, ΔX, ΔY, ΔZ는 압력 하에서의 측정된 이미지 변위이고;

[0011] 구체적으로:

[0012] (1) 우선, 추정 탄성 계수(E_{xx0}, E_{yy0}, E_{zz0}) 세트를 입력점으로 하고, ΔX, ΔY, ΔZ는 3차원 초음파 프로브에 의해 얻어진 동일한 이미지 광학 밀도점으로부터의 압력 변위이고, 식(1)에서와 같이 준-변형률을 계산하고;

[0013] (2) E_{xx}, E_{yy} 및 E_{zz}를 조정하는 심플렉스 최적화 방법에 따라 또 다른 새로운 준- 변형률을 계산할 수 있고;

[0014] (3) T_n-T_{n-1}이 약 0이 될 때까지 계속해서, 인체 조직 준-탄성 값을 얻는다.

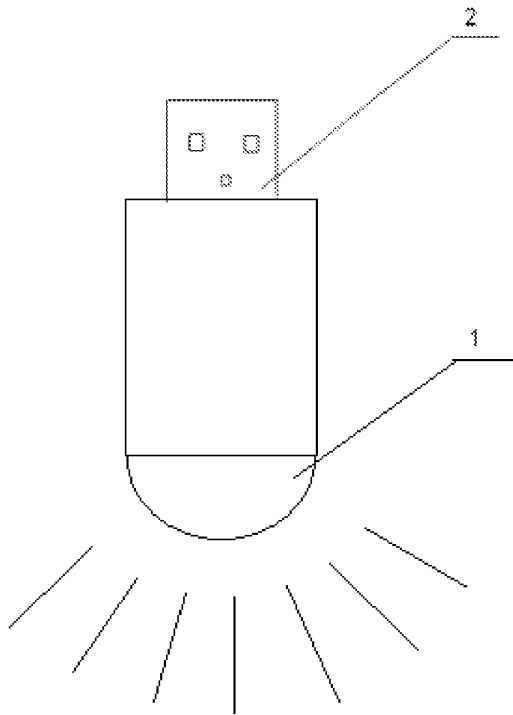
- [0015] 추가 개선으로서, 3차원(또는 2 차원) 초음파 이미지의 최소 검출 영역은 픽셀이고 현재의 분할 단위는 약 1 mm x 1 mm x 1 mm(2 차원의 경우 1 mm x 1 mm)이고, 또는 타이머와 압전 세라믹 해상도를 크게 개선하면 더 낮아진다.
- [0016] 또한, 질환은 정상 조직과 비교할 때 항상 많은 양의 변화가 있기 때문에, 질환과 정상 조직을 식별하기 위한 기준으로서 동일한 픽셀에서 2 회 이미지의 양(예를 들어, 현재의 준-탄성 계수(ΔE) 또는 이미지 광학 밀도(ΔI))의 차이를 사용하는 2 회 이미징 방법을 도입한다(기간은 한두 시간 내에 빠르게 변하는 질환과 같은 질환의 특성에 따라 달라지며, 원칙은 이 기간 동안 정상 조직에서는 명확한 변화를 볼 수 없는 최소 시간 이내여야 한다). 이것은 공리(axiom)이지만, 이 공리를 임상 표준으로 도입하고, 절대 탄성 계수 결정 장치(예를 들어, 탄성영상)의 불확실성 문제(석회화(양성) 부위, 심지어 고밀도 정상 조직과 종양의 차이를 구별할 수 없음)를 극복할 수 있도록 정상 조직 이외의 질환을 정확하게 식별하기 위해 먼저 특허를 받았다.
- [0017] 본 발명은 또한 조직 이미지 밀도를 얻고 이를 USB 또는 WIFI와 같은 출력 포트를 통해 특별한 슈퍼컴퓨터 진단 센터로 전송하도록 구성된 초음파 트랜스듀서를 제공한다.
- [0018] 임상적으로 초음파 장치는 잘 훈련된 기술자에 의해 병원에서 작동되어야 한다. 본 발명자들은 다음과 같이 새로운 초음파 트랜스듀서를 발명하였다:
- [0019] 3D 조직 이미지 밀도를 획득하고 이를 USB 또는 WIFI와 같은 출력 포트를 통해 특별한 슈퍼컴퓨터 진단 센터로 전송하도록 구성된 초음파 트랜스듀서.
- [0020] 정상 조직과 질환 부위를 정확하게 구별하기 위해 인체 조직 이미지 또는 이미지 광학 밀도의 준-탄성의 변화에 대한 새로운 분석 소프트웨어 세트를 제공한다. 또한 의료 지식이 없는 일반 최종 사용자들조차도 질환 부위를 명확하게 식별할 수 있도록 상이한 변화 영역을 표시하기 위해 색을 사용하는 것을 제안한다. 정확도는 최신식 종양 검출기(CT 및 MRI)보다 훨씬 정확하게 달성될 수 있고, CT 및 MRI의 물리적 해상도를 극복한다고 말할 수 없지만, ΔE 또는 ΔI 의 디지털 변화를 도입한 이후 해상도를 픽셀 포인트 수준으로 만들기 위해 변화 기준을 도입함으로써, 전통적인 방사선 전문의의 눈으로 보는 이미지로 인한, 최신식 종양 검출기에 적용되는 질병의 독단적인 해석을 극복한다.
- [0021] 우선, 정상 조직 이외의 질환 부위를 구별하기 위해 픽셀 식별 모델을 도입함으로써, 현재의 초음파 기술에서 3D의 경우 약 1 mm x 1 mm x 1 mm로 또는 2D의 경우 1 mm x 1 mm로, 또는 타이머와 압전 세라믹 해상도를 개선한 후 훨씬 정밀하게 진단 해상도를 만들 수 있다.
- [0022] 정상 조직 부위 이외의 질환 부위를 식별하기 위한 이 특허의 2 회 이미지 변경의 도입은 초음파 시스템의 일부 시스템 오류를 자동으로 줄일 수 있는데, 시스템 오류는 동일한 시스템 감산의 차이로부터 제거될 수 있는 수학적 공리임을 알고 있기 때문이다. 또한 시스템은 질환의 위치와 생검 바늘(biopsy needle)의 경로를 모두 볼 수 있기 때문에 시스템의 안내에 따라 질환 부위를 제거하기 위해 생검을 사용함으로써 가장 초기 단계에서 질환을 치료할 수 있다(인간에게 해롭거나 고통스러운 영향이 없음).
- [0023] 본 발명자들은 정상 조직 이외의 질환 부위를 식별하기 위해 변화를 사용하는 2 회 이미징 개념을 도입하여 질환 부위 식별 기준을 표준화하였다. 이는 의학의 시작 이후 매일 임상적으로 서양 의학이나 한의학에서 사용되는 공리이며, 따라서 인공 지능을 사용하여 방사선 전문의의 경험 없이 3D의 경우 1 mm x 1 mm x 1 mm, 2D의 경우 1 mm x 1 mm만큼 작은 질환을 정확하게 진단할 수 있다. 또한, 최종 사용자의 비용을 절약하기 위해 이미지 컴퓨터 시스템이 없는 초음파 트랜스듀서를 도입함으로써, 원래의 전통적인 초음파 이미지에 삽입된 질환 영역의 색상 표시로 인해 질환 진단을 집에서 수행할 수 있도록 하여 전문가와 일반 최종 사용자 모두가 시스템을 만족할 수 있게 할 수 있으며, 최종 사용자의 원시 데이터를 처리할 수 있는 특별한 슈퍼컴퓨터 진단 센터를 설계하기 때문에 최종 사용자가 많은 돈을 절약할 수 있게 한다. 이는 의료 분야에서 용감하고 혁신적인 변화이다. 본 발명자들은 또한 가장 초기 단계에서 질환 부위를 제거하기 위해 생검을 사용하는 것을 제안한다. 이로 인해 질환의 고통이 인간에게서 멀어질 수 있다. 본 발명자들은 이것이 의료 분야에서 큰 돌파구가 될 것이라고 생각한다.
- [0024] 요약하면, 본 발명은 계산 시간을 단축시키기 위해 심플렉스 최적화 기술을 사용함으로써 3D 이미지의 경우 3 개의 주축(E_{xx} , E_{yy} 및 E_{zz}) 또는 2D 이미지의 경우 2 개의 주축(E_{xx} , E_{yy})의 준-탄성 계수를 도입한다. 또한, 질환은 정상 조직과 비교할 때 항상 많은 양의 변화가 있기 때문에, 정상 조직 이외의 질환을 식별하기 위한 기준으로서 동일한 픽셀에서 2 회 이미지(예를 들어, 현재의 준-탄성 계수(ΔE) 또는 이미지 광학 밀도(ΔI))의 차이를 사용하는 2 회 이미징 방법을 도입하였다(기간은 한두 시간 내에 빠르게 변하는 질환과 같은 질환의 특성

에 따라 달라지며, 원칙은 이 기간 동안 정상 조직에서는 명확한 변화를 볼 수 없는 최소 시간 이내여야 한다). 이것은 공리이다. 또한 질화 부위의 색-표시로 인해 매우 정밀한 해상도(현재 약 1 mm x 1 mm x 1 mm 및 에코파 기록 타이머와 압전 세라믹 해상도를 개선할 수 있다면 가능한 1 내지 2 μm 로의 추가 개선)를 사용함으로써 최종 사용자의 비용을 절감할 수 있는 가정 친화적인 휴대용 초음파 3D 트랜스듀서를 도입한다.

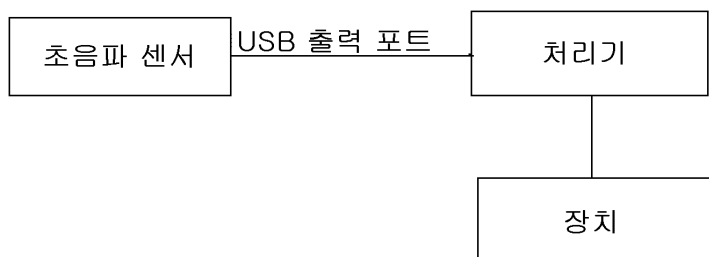
[0025] 상기한 바와 같이, 본 발명의 바람직한 실시형태만이 본 발명의 청구범위를 제한하려는 것이 아니며, 본 기술 분야의 숙련자는 본원에 개시된 기술 양태에서 일부 간단한 수정, 등가 변형 또는 수정을 할 것이다. 본 발명의 범위 내에, 또한, 본 발명의 원리를 기반으로 하는 환자 치료 계획은 본 발명의 범위 내에 속한다.

도면

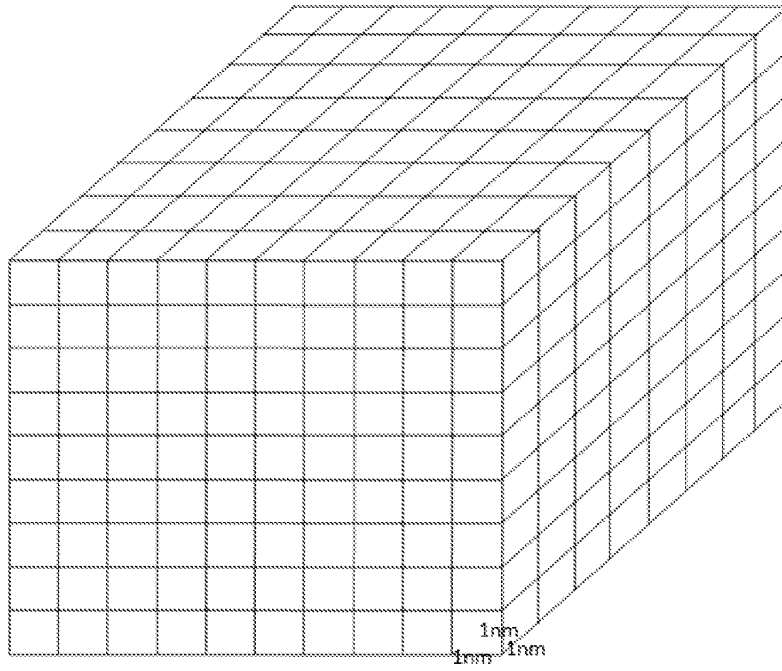
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	测量人体组织的半弹性模量和弹性的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020200058441A	公开(公告)日	2020-05-27
申请号	KR1020207010014	申请日	2018-11-15
发明人	니에 시리앙		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G16H30/40 G16H50/20		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0833 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/565 G16H30/40 G16H50/20		
代理人(译)	Gimsunung		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种人体组织准弹性系数的测量方法，其中，采用单纯形优化方法确定人体组织准弹性系数，将三维中的九个弹性系数减小为三个准弹性系数（对于二维超声患者）在进行治疗计划或探测时，将四个弹性系数减少为两个准弹性系数），从而节省了计算时间。还提供了基于准弹性系数测量方法的人体组织准弹性测量方法，其中，二次成像方法用于测量人体组织准弹性系数的相对变化，从而改善依赖于弹性成像装置的缺陷。超声成像的准确性。人体组织结构的变化可以通过测量相对变化来准确地确定。还提供了与人体组织准弹性系数测量相匹配的超声探头或探测设备，从而消除了对昂贵的成像设备的需求，从而降低了成本。该探头适合于公众宣传和使用。

