



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년09월27일
(11) 등록번호 10-1660453
(24) 등록일자 2016년09월21일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/021 (2006.01)
G01N 29/06 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2012-7005051
(22) 출원일자(국제) 2010년05월05일
심사청구일자 2015년04월09일
(85) 번역문제출일자 2012년02월27일
(65) 공개번호 10-2012-0071385
(43) 공개일자 2012년07월02일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2010/056130
(87) 국제공개번호 WO 2011/012340
국제공개일자 2011년02월03일
(30) 우선권주장
12/533,546 2009년07월31일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20050252295 A1
US20060173319 A1
US20070282202 A1
US20090163805 A1
- (73) 특허권자
수퍼 소닉 이매진
프랑스 에프-13857 엑스 앙 프로방스 섹텍스 바티
명 이 레 자맹 드 라 뒤란느 뤼 르네 데카르트
510
상뜨르 나쇼날 드 라 러쉐르쉬 샹띠피끄
프랑스 에프-75016 파리 뤼 미셸-앙즈 3
(뒷면에 계속)
- (72) 발명자
페르누 마티유
프랑스 에프-75004 파리 뤼 드 라 레이니 11
톤테 미카엘
프랑스 에프-92220 바뉴 뤼 드 라 리제트 7
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
김용인

전체 청구항 수 : 총 31 항

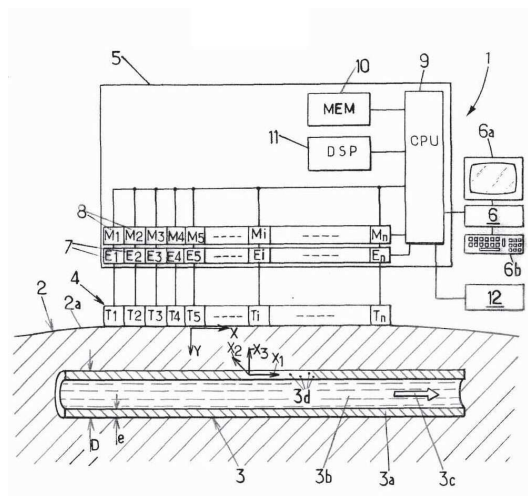
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 전단파를 전파시켜 포유동물 연조직내 물리적 파라미터를 측정하는 방법 및 기기

(57) 요약

본 발명에 따르면 기계적 전단파가 연조직을 통해 전파되고, 전단파의 관찰로 전단파 전파 파라미터의 값이 결정되어지는 포유동물의 연조직에서 물리적 파라미터를 측정하는 방법이 제공된다. 이들 값을 기초로 하여 계산된 물리적 파라미터는 혈압을 받는 연조직(혈관) 탄성의 비선형 파라미터 또는 연조직의 온도이다.

대표도 - 도1



(73) 특허권자

**인제름 (앵스띠뛰 나씨오날 드 라 쌍떼 에 드 라
흐쵸르슈 메디칼)**

프랑스공화국, 에프-75013 파리, 뤼 드 퓌비악 101

유니베르시떼 빠리 디테룻- 빠리 7

프랑스 에프-75205 빠리 세텍스 13 뤼 토마스 만 5

(72) 발명자

쿠아드 마티유

프랑스 에프-13090 엑상 프로방스 아브뉴 캤롱달르
마 4 12

제니송 장 퓌

프랑스 에프-95000 세르지 불르바르 뒤 포 4

핑크 마티아

프랑스 에프-92190 뫼동 뤼 에두아르 라페리에르
16

명세서

청구범위

청구항 1

다른 혈압값들에 따른 다른 시간들에서 전단파 전파 파라미터 및 혈압을 수차례 측정하는 단계; 및

다른 혈압값들에 따른 다른 시간들에서 상기 전단파 전파 파라미터의 수차례 측정 및 상기 해당 혈압값 측정을 기초로 탄성의 비선형성 파라미터가 결정되는 물리적 파라미터를 결정하는 단계를 포함하고,

연조직의 상기 전단파 전파 파라미터는 상기 연조직에서 적어도 하나의 전단파의 전파 동안 초음파 트랜스듀서 어레이를 이용해 측정되며,

탄성의 비선형성 파라미터는 다른 혈압값들에 따른 다른 시간들 간에 상기 연조직의 탄성 변화를 나타내는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

각 전단파 전파 파라미터 측정에서 결정된 상기 전단파 전파 파라미터는 전단파 속도, 전단 모듈러스(μ), 영 모듈러스(E), 전단 탄성도(μ_1) 및 전단 점성도(μ_2)로부터 선택되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

전단파 전파 파라미터 측정은

- a) 탄성 전단파가 연조직에서 발생되는 동안 여기 단계와,
- b) 전단파의 전파가 관찰현장의 연조직에서 관찰되는 동안 관찰 단계와,
- c) 적어도 하나의 처리 단계를 포함하고,

상기 관찰 단계 b)는

- b1) 트랜스듀서 어레이가 연속 초음파 압축파를 연조직에 방출하게 하는 서브단계와,
- b2) 상기 관찰현장으로부터 수신된 초음파 신호가 상기 트랜스듀서 어레이에 의해 실시간으로 검출되게 하는 서브단계를 포함하며,

상기 초음파의 타이밍은 전단파가 관찰현장서 전파하는 동안 상기 초음파 중 적어도 일부가 관찰현장으로 침투하도록 형성되고,

상기 초음파 신호는 연조직에서 반사 입자들과 상호작용하는 초음파 압축파에 의해 발생된 에코를 포함하고,

상기 처리 단계 c)는 처리 동안

- c2) 상기 반사입자들의 운동을 특징으로 하는 적어도 하나의 운동 파라미터가 관찰현장에서 결정되고, 상기 전단파 전파 파라미터의 값이 상기 운동 파라미터를 기초로 결정되는 적어도 하나의 서브단계를 포함하는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 c) 처리 단계는 상기 운동 파라미터를 결정하는 상기 서브단계 c2) 전에 서브단계 c1)를 더 포함하고,

상기 서브단계 c1)은 서브단계 b2) 동안 관찰현장으로부터 연이어 수신된 초음파 신호들이 전단파의 연속 전파

이미지들을 결정하기 위해 처리되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 서브단계 c2)에서, 상기 운동 파라미터는 상기 트랜스듀서 어레이에 속하는 하나의 해당 트랜스듀서에 의해 관찰현장에서 적어도 하나의 기설정된 측정영역에서 결정되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 6

제 3 항에 있어서,

상기 서브단계 b1)에서, 상기 초음파 압축파는 초당 적어도 300 샷의 속도로 방출되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

- 2개의 다른 혈압 값에 각각 해당하는 다른 시간들에서 적어도 2개의 전단파 전파 파라미터를 측정하는 단계; 및
- 상기 전단파 전파 파라미터 측정 동안 결정된 전단파 전파 파라미터의 각각의 값과, 각 전단파 전파 파라미터 측정의 전단파 전파 동안 각각 혈압 값들을 적어도 기초로 하여 연조직 탄성의 상기 비선형성 파라미터가 결정되는 상기 물리적 파라미터 결정단계를 포함하는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 연조직은 혈관을 포함하며, 상기 전단파 전파 파라미터는 상기 혈관에서 측정되고, 상기 혈압은 상기 혈관 내 혈압인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

비선형 결정단계 d)에서 결정된 탄성의 비선형성 파라미터는 3차 전단 탄성 모듈러스(A)인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

각 전단파 전파 파라미터 측정에서 결정된 상기 전단파 전파 파라미터는 전단 모듈러스(μ)이고, 3차 전단 탄성 모듈러스(A)는 여러 전단파 전파 측정에 각각 해당하는 방정식 세트:

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

의 해를 구함으로써 결정되고, 여기서

t는 해당 전단파 전파 파라미터 측정이 수행될 때의 시간이고,

$\mu(t)$ 시간 t에서 전단 모듈러스 값이며,

μ_0 는 구속조건이 없는 전단 모듈러스 값이고,

$\sigma(t)$ 는 전단파 전파 파라미터의 측정 장소 및 시간(t)에서 연조직내 압력을 기초로 결정된 전단파의 편광방향에 평행한 시간(t)에서 연조직내 기계적 스트레스인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 11

제 7 항에 있어서,

혈압은 전단파 전파 파라미터 측정과 동시에 압력센서에 의해 자동으로 측정되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

혈압은 관찰현장으로부터 떨어진 거리에서 측정되고 그런 후 상기 거리와 압력과 전파 속도를 고려함으로써 전단파 전파 파라미터의 측정에 페이지되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 13

제 8 항에 있어서,

혈압은 심장주기의 적어도 2개의 다른 특징적인 페이지(phase)들에서 측정되고 전단파 전파 파라미터의 측정은 심장주기의 상기 2개의 특징적인 페이지들에 해당하는 2개의 시간들에서 수행되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 심장주기의 2개의 특징 페이지들은 최대 혈압 시간 및 최소 혈압 시간인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 15

제 7 항에 있어서,

비선형 결정단계에서, 비선형 탄성 파라미터는 관찰현장의 여러 지점들에서 결정되고, 관찰현장에서 탄성의 비선형성 상기 파라미터의 맵이 결정되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 방법.

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

다른 혈압값들에 따른 다른 시간들에서 전단파 전파 파라미터 및 혈압의 수차례 측정을 실행하고;

다른 혈압값들에 따른 다른 시간들에서 상기 전단파 전파 파라미터의 수차례 측정 및 상기 해당 혈압값 측정을 기초로 연조직 탄성의 비선형성 파라미터를 결정하도록 형성된 적어도 하나의 전자제어시스템에 의해 별도로 제어되는 트랜스듀서 어레이를 구비하고,

상기 전단파 전파 파라미터는 연조직에서 적어도 하나의 전단파의 전파 동안 초음파 트랜스듀서 어레이를 이용

해 측정되며,

상기 탄성의 비선형성 파라미터는 다른 혈압값들에 따른 다른 시간들 간에 상기 연조직의 탄성 변화를 나타내는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 전자제어시스템은

- a) 연조직내 탄성 전단파를 발생하고
- b) 연조직내 관찰현장에서 전단파의 전파를 관찰하며,
- c) 관찰현장내 적어도 하나의 운동 파라미터를 결정하기 위해 상기 관찰현장으로부터 연속으로 수신된 초음파 신호들을 처리하고 상기 전단파 전파 파라미터의 값으로부터 결정하도록 형성되며,

전단파 전파의 관찰 b)는

- b1) 트랜스듀서 어레이가 연속 초음파 압축파를 매질로 방출하게 하고,
- b2) 상기 관찰현장으로부터 수신된 초음파 신호가 상기 트랜스듀서 어레이에 의해 실시간으로 검출되게 함으로써 관찰되며,

초음파의 타이밍은 전단파가 관찰현장에서 전파하는 동안 상기 초음파 중 적어도 일부가 관찰현장으로 침투하도록 형성되고,

상기 초음파 신호는 매질내 반사 입자들과 상호작용하는 비집속 초음파 압축파에 의해 발생하는 에코를 포함하며,

상기 운동 파라미터는 상기 반사 입자들의 운동을 특징으로 하는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 전자제어시스템은 전단파의 연속 전파 이미지를 결정하고 상기 운동 파라미터로부터 결정하도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 22

제 20 항에 있어서,

상기 제어시스템은 트랜스듀서 어레이에 속하는 하나의 해당 트랜스듀서로부터 나온 데이터를 기초로 관찰현장내 적어도 하나의 기설정된 측정영역내 상기 운동 파라미터를 결정하도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 23

제 20 항에 있어서,

제어시스템은 초당 적어도 300 샷의 속도로 방출되는 상기 초음파 압축파를 갖도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 24

제 19 항에 있어서,

각 전단파 전파 파라미터 측정에서 결정된 상기 전단파 전파 파라미터는 전단파 속도, 전단 모듈러스(μ), 영 모듈러스(E), 전단 탄성도(μ_1), 전단 점성도(μ_2)로부터 선택되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 25

제 19 항에 있어서,

상기 제어시스템은

- 2개의 다른 혈압값들 각각에 따른 다른 시간들에서 적어도 2개의 전단파 전파 파라미터 측정을 수행하고,
- 상기 전단파 전파 파라미터 측정 동안 결정된 전단파 전파 파라미터의 각각의 값과, 상기 전단파 전파 측정동안 각각 혈압 값들을 기초로 연조직 탄성의 비선형성 파라미터를 결정하도록 형성되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

상기 제어시스템에 의해 결정된 상기 전단파 전파 파라미터는 전단파 속도, 전단 모듈러스(μ), 영 모듈러스(E), 및 전단 탄성도(μ_1)로부터 선택되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 27

제 26 항에 있어서,

상기 제어시스템에 의해 결정된 탄성의 비선형성 파라미터는 3차 전단 탄성 모듈러스(A)인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 28

제 25 항에 있어서,

제어시스템에 의해 결정된 상기 전단파 전파 파라미터는 전단 모듈러스(μ)이고, 제어시스템은 여러 전단파 전파 측정에 각각 해당하는 방정식 세트:

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

의 해를 구함으로써 3차 전단 탄성 모듈러스(A)는 결정하도록 형성되고, 여기서

t는 해당 전단파 전파 파라미터 측정이 수행될 때의 시간이고,

$\mu(t)$ 시간 t에서 전단 모듈러스 값이며,

μ_0 는 구속조건이 없는 전단 모듈러스 값이고,

$\sigma(t)$ 는 전단파 전파 파라미터의 측정 장소 및 시간(t)에서 연조직내 압력을 기초로 결정된 전단파의 편광방향에 평행한 시간(t)에서 연조직내 기계적 스트레스인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 29

제 25 항에 있어서,

제어시스템은 전단파 전파 파라미터 측정과 동시에 압력센서를 통해 자동으로 혈압을 측정하도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 30

제 25 항에 있어서,

상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 전단파 전파 파라미터는 상기 혈관에서 측정되고, 상기 혈압은 상기 혈관

내 혈압이며, 상기 제어시스템은

- 혈압의 측정 장소와 관찰현장 간의 거리 및 그런 후 상기 거리의 페이지징; 및
- 압력과 전파 속도를 고려함으로써 진단과 전파 파라미터의 측정에 페이지징되도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 31

제 25 항에 있어서,

상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 진단과 전파 파라미터는 상기 혈관내에서 측정되며, 상기 혈압은 상기 혈관내 혈압이고, 제어시스템은 심장주기의 적어도 2개의 다른 특징적인 페이지(phase)들에서 혈압을 측정하며, 심장주기의 상기 2개의 특징적인 페이지들에서 해당하는 적어도 2개의 시간들에서 진단과 전파 파라미터의 측정을 수행하도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 32

제 31 항에 있어서,

상기 심장주기의 2개의 특징 페이지들은 최대 혈압 시간 및 최소 혈압 시간인 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 33

제 31 항에 있어서,

제어시스템은 심장주기의 상기 특징 페이지들에서 혈압을 측정하도록 형성된 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 34

제 25 항에 있어서,

제어시스템은 관찰현장의 여러 지점들에서 탄성의 비선형성 파라미터를 결정하고 관찰현장에서 탄성의 비선형성의 상기 파라미터의 맵을 결정하도록 형성되는 포유동물의 심장혈관 벽에 속하는 연조직내 탄성의 비선형성 파라미터를 측정하는 기기.

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 연조직내에 진단파를 전파시켜 포유동물 연조직내 물리적 파라미터를 측정하는 방법 및 기기에 관한 것이다.

배경 기술

[0001]

[0002] 참조문헌 US-7 252 004는 초음파 트랜스듀서 어레이를 이용해 진단파를 발생하고 진단파의 전파를 영상화하여 포유동물 연조직에서 진단파를 전파시킴으로써 진단파 전파의 파라미터(가령, 진단모듈(μ))를 측정하는 방법을 기술하고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 발명의 목적은 이 매질에서 진단파를 전파시킴으로써 포유동물 연조직내 추가 물리적 파라미터들을 측정하는 빠르고 사용하기 쉬운 신규한 방법을 제안하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0004] 이를 위해, 본 발명에 따르면, 연조직에서 적어도 하나의 진단파의 전파 동안 초음파 트랜스듀서 어레이를 이용해 상기 연조직의 진단파 전파 파라미터가 측정되는 적어도 하나의 진단파 전파 파라미터(가령, 후술된 바와 같은 진단 모듈러스 또는 기타 파라미터) 측정하는 단계와,

[0005] 적어도 상기 진단파 전파 파라미터를 기초로 상기 연조직의 물리적 파라미터가 결정되는 물리적 파라미터를 결정하는 단계를 포함하고,

[0006] 상기 물리적 파라미터는

[0007] 혈압을 받는 상기 연조직 탄성의 비선형 파라미터, 또는

[0008] 상기 진단파 전파 파라미터를 상기 온도와 연계하는 기설정된 법칙을 기초로 결정되는 연조직의 온도이며,

[0009] 상기 물리적 파라미터는

[0010] 포유동물의 심장주기에 의해 유발된 연조직내 다른 압력 값들에 따른 다른 시간들에서 상기 진단파 전파 파라미터의 여러 측정들, 및

[0011] 상기 연조직에서 해당 압력 값들을 기초로 결정되는 포유동물의 연조직내 물리적 파라미터를 측정하는 방법이 제공된다.

[0012] 따라서, 본 발명은 매질의 적어도 하나의 물리적(열동역학적) 파라미터 속성(예컨대, 압력, 스트레스, 온도 등)의 변화 함수로서 진단파 전파의 변형을 이용한다. 이런 변형은 외적으로 또는 내적으로 유발될 수 있거나 자연 생물학적 효과로 인해 야기될 수 있다. 예컨대, 연조직의 내부 압력변화들이 심장 박동에 의해 자연스럽게 유발될 수 있거나, 내부 가열원이 집속 초음파를 이용해 멀리서 발생할 수 있다.

[0013] 본 발명의 방법의 다양한 실시예에서, 가능하게는 (단독으로 또는 조합으로 사용될 수 있는) 하기의 단계들 중 하나 및/또는 다른 것 이외에도 의존할 수 있다:

[0014] - 각 진단파 전파 파라미터 측정에서 결정된 상기 진단파 전파 파라미터는 진단파 속도, 진단 모듈러스, 영 모듈러스, 진단 탄성도 및 진단 점성도로부터 선택된다;

[0015] - 진단파 전파 파라미터 측정은 다음의 단계들을 포함한다:

[0016] a) 탄성 진단파가 연조직에서 발생되는 동안 여기 단계;

[0017] b) 진단파 전파가 연조직에서 관찰현장에 관찰되는 동안 관찰 단계; 및

[0018] c) 적어도 하나의 처리 단계를 포함하고:

[0019] 상기 관찰 단계 b)는

[0020] b1) 트랜스듀서 어레이가 연속 초음파 압축파를 연조직에 방출하게 하는 서브단계와,

[0021] b2) 상기 관찰현장으로부터 수신된 초음파 신호가 상기 트랜스듀서 어레이에 의해 실시간으로 검출되게 하는 서브단계를 포함하며,

[0022] 상기 초음파의 타이밍은 진단파가 관찰현장서 전파하는 동안 상기 초음파 중 적어도 일부가 관찰현장으로 침투하도록 형성되고,

- [0023] 상기 초음파 신호는 연조직에서 반사 입자들과 상호작용하는 초음파 압축파에 의해 발생된 에코를 포함하며,
- [0024] 상기 처리 단계 c)는 처리 동안
- [0025] c2) 상기 반사입자들의 운동을 특징으로 하는 적어도 하나의 운동 파라미터가 관찰현장에서 결정되고, 상기 진단파 전파 파라미터의 값이 상기 운동 파라미터를 기초로 결정되는 서브단계를 포함하며,
- [0026] 상기 처리 단계 c)는
- [0027] 상기 운동 파라미터를 결정하는 상기 서브단계 c2) 전에 서브단계 c1)를 더 포함하고,
- [0028] 상기 서브단계 c1)은 서브단계 b2) 동안 관찰현장으로부터 연이어 수신된 초음파 신호들이 진단파의 연속 전파 이미지들을 결정하기 위해 처리되며,
- [0029] 상기 서브단계 c2)에서, 상기 운동 파라미터는 상기 트랜스듀서 어레이에 속하는 하나의 해당 트랜스듀서에 의해 관찰현장에서 적어도 하나의 기설정된 측정영역에서 결정되고,
- [0030] 상기 서브단계 b1)에서, 상기 초음파 압축파는 초당 적어도 300 샷의 속도로 방출된다.
- [0031] 본 발명의 또 다른 목적은
- [0032] 연조직내 적어도 진단파의 전파 동안 초음파 트랜스듀서의 어레이를 이용해 진단파 전파 파라미터가 측정되는 적어도 하나의 진단파 전파 파라미터 측정을 수행하고,
- [0033] 적어도 상기 진단파 전파 파라미터를 기초로 연조직의 물리적 파라미터를 결정하도록 형성된 적어도 하나의 전자제어시스템에 의해 별도로 제어되는 트랜스듀서 어레이를 구비하는 포유동물의 연조직내 물리적 파라미터를 측정하는 기기로서,
- [0034] 상기 물리적 파라미터는
- [0035] 적어도 상기 연조직내 진단파의 전파 동안 초음파 트랜스듀서의 어레이를 이용해 진단파 전파 파라미터가 측정되고,
- [0036] 상기 물리적 파라미터는
- [0037] - 혈압을 받는 연조직 탄성의 비탄성 파라미터, 또는
- [0038] - 진단파 전파 파라미터를 온도와 연계하는 기설정된 법칙을 기초로 하여 결정되는 연조직의 온도 중 어느 하나이며,
- [0039] 상기 물리적 파라미터는
- [0040] 포유동물의 심장주기에 의해 유발된 연조직내 다른 압력 값들에 따라 다른 시간들에서 상기 진단파 전파 파라미터의 여러 측정들, 및
- [0041] 상기 연조직내 해당 압력 값들을 기초로 하여 결정되는 연조직내 물리적 파라미터를 측정하는 기기이다.
- [0042] 본 발명의 기기의 다양한 실시예에서, (단독으로 또는 조합으로 사용될 수 있는) 하기의 단계들 중 하나 및/또는 다른 것 이외에도 의존할 수 있다:
- [0043] - 전자제어시스템은
- [0044] a) 연조직내 탄성 진단파를 발생하고
- [0045] b) 연조직내 관찰현장에서 진단파의 전파를 관찰하며,
- [0046] c) 관찰현장내 적어도 하나의 운동 파라미터를 결정하기 위해 상기 관찰현장으로부터 연속으로 수신된 초음파 신호들을 처리하고 상기 진단파 전파 파라미터의 값으로부터 결정하도록 형성되며,
- [0047] 진단파 전파의 관찰 b)는
- [0048] b1) 트랜스듀서 어레이가 연속 초음파 압축파를 매질로 방출하게 하고,
- [0049] b2) 상기 관찰현장으로부터 수신된 초음파 신호가 상기 트랜스듀서 어레이에 의해 실시간으로 검출되게 함으로써 관찰되며,

- [0050] 초음파의 타이밍은 진단과가 관찰현장에서 전과하는 동안 상기 초음파 중 적어도 일부가 관찰현장으로 침투하도록 형성되고,
- [0051] 상기 초음파 신호는 매질내 반사 입자들과 상호작용하는 비집속 초음파 압축파에 의해 발생하는 에코를 포함하고,
- [0052] 상기 운동 파라미터는 반사 입자의 운동을 특징으로 하며,
- [0053] - 상기 제어시스템은 진단과의 연속 전과 이미지들을 결정하고 이로부터 상기 운동 파라미터를 결정하도록 형성되고,
- [0054] - 상기 제어시스템은 트랜스듀서 어레이에 속하는 하나의 해당 트랜스듀서로부터 나온 데이터를 기초로 관찰현장내 적어도 하나의 기설정된 측정영역내 상기 운동 파라미터를 결정하도록 형성되며,
- [0055] - 상기 제어시스템은 초당 적어도 300 샷의 속도로 방출되는 상기 초음파 압축파를 갖도록 형성되고,
- [0056] - 각 진단과 전과 파라미터 측정에서 결정된 상기 진단과 전과 파라미터는 진단과 속도, 진단 모듈러스(μ), 영 모듈러스(E), 진단 탄성도(μ_1), 진단 점성도(μ_2)로부터 선택된다.
- [0057] **본 발명의 제 1 태양: 생물학적 연조직의 탄성을 측정하기 위한 방법 및 기기**
- [0058] 본 발명의 제 1 태양의 분야
- [0059] 본 발명의 제 1 태양은 생물학적 연조직, 특히 혈관벽의 탄성을 측정하기 위한 방법 및 기기와 관련된다.
- [0060] 본 발명의 제 1 태양의 배경
- [0061] 혈관, 특히 동맥의 탄성을 측정하는 것은 아테라모성 동맥 경화증(atherosclerosis), 즉, 동맥내 죽상경화반(atheromatous plaque)의 누적과 같은 병리학들을 감시하는 면에서 기준이다. 사실상, 동맥 경화증내 주요 위험들 중 하나는 죽상경화반의 파열이다.
- [0062] 본 발명의 제 1 태양의 목적 및 요약
- [0063] 본 발명의 제 1 태양의 한가지 목적은 빠르고 사용하기 쉬운 연조직(특히 혈관벽)의 탄성을 측정하기 위한 새로운 방법을 제안하는 것이다.
- [0064] 이를 위해, 본 발명의 제 1 태양에 따르면, 상술한 방법은
- [0065] 상기 물리적 파라미터는 연조직 탄성의 비선형성 파라미터이며,
- [0066] - 심장주기에 의해 유발된 연조직내 2개의 다른 압력 값에 각각 해당하는 다른 시간들에서 적어도 2개의 진단과 전과 파라미터를 측정하는 단계; 및
- [0067] - 상기 진단과 전과 파라미터 측정 동안 결정된 진단과 전과 파라미터의 각각의 값과, 각 진단과 전과 파라미터 측정의 진단과 전과 동안 각각 상기 연조직내 압력 값들을 적어도 기초로 하여 연조직 탄성의 상기 비선형성 파라미터가 결정되는 상기 물리적 파라미터 결정단계를 포함하는 포유동물의 연조직내 물리적 파라미터를 측정하는 방법이 제공된다.
- [0068] 이 배치로 인해, 탄성의 비선형성 파라미터를 통해 혈관벽의 연약함 측정과 이에 따라 죽상경화반의 파열 위험 측정을 쉽고 빨리 얻는다. 또한, 진단과 전과 파라미터 측정은 비침투식이며 혈압의 측정도 또한 비침투식으로 얻을 수 있으며, 이는 노 발명의 방법을 여전히 용이하게 할 수 있다.
- [0069] 본 발명의 제 1 태양의 방법의 다양한 실시예들에서, (단독으로 또는 조합으로 사용될 수 있는) 하기의 단계들 중 하나 및/또는 다른 것 이외에도 의존할 수 있다:
- [0070] - 상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 진단과 전과 파라미터는 상기 혈관에서 측정되고, 상기 압력은 상기 혈관내 혈압이며,
- [0071] - 비선형 결정단계 d)에서 결정된 탄성의 비탄성 파라미터는 3차 진단 탄성 모듈러스(A)이고,
- [0072] - 각 진단과 전과 파라미터 측정에서 결정된 상기 진단과 전과 파라미터는 진단 모듈러스(μ)이고, 3차 진단 탄성 모듈러스(A)는 여러 진단과 전과 측정에 각각 해당하는 방정식 세트:

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

[0073]

[0074]

[0075]

[0076]

[0077]

[0078]

[0079]

[0080]

[0081]

[0082]

[0083]

[0084]

[0085]

[0086]

[0087]

[0088]

[0089]

[0090]

[0091]

[0092]

[0093]

[0094]

[0095]

[0096]

의 해를 구함으로써 결정되고, 여기서

t는 해당 진단과 전파 파라미터 측정이 수행될 때의 시간이고,

$\mu(t)$ 시간 t에서 진단 모듈러스 값이며,

μ_0 는 구속조건이 없는 진단 모듈러스 값이고,

$\sigma(t)$ 는 진단과 전파 파라미터의 측정 장소 및 시간(t)에서 연조직내 압력을 기초로 결정된 진단과의 편광방향에 평행한 시간(t)에서 연조직내 기계적 스트레스이며,

- 상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 진단과 전파 파라미터는 상기 혈관에서 측정되고, 상기 압력은 상기 혈관내 혈압이며, 기계적 스트레스 $\sigma(t)$ 는 혈관내 혈압 및 혈관의 이미지를 기초로 결정되며,

- 혈관의 이미지는 상기 트랜스듀서 어레이를 통한 초음파 진단에 의해 얻어지고,

- 상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 진단과 전파 파라미터는 상기 혈관에서 측정되고, 상기 압력은 상기 혈관내 혈압이며, 기계적 스트레스 $\sigma(t)$ 는 혈관내 혈압 및 혈관의 직경과 혈관벽의 두께를 기초로 결정되고,

- 압력(특히 혈압)은 진단과 전파 파라미터 측정과 동시에 압력 센서에 의해 자동으로 측정되며,

- 혈압은 관찰현장으로부터 멀리서 측정되고 그런 후 상기 거리와 압력과 전파 속도를 고려함으로써 진단과 전파 파라미터의 측정에 대해 페이지되며;

- 혈압은 심장주기의 적어도 2개의 다른 특징주기에서 측정되고, 진단과 전파 파라미터의 측정은 심장주기의 상기 2개의 특징 페이지들에 대응하는 적어도 2개의 시간들에서 수행되며;

- 상기 심장주기의 2개의 특징 페이지들은 최대 혈압 및 최소 압력 시간들이고,

- 비선형 결정 단계에서, 탄성의 비선형 파라미터는 관찰현장의 여러 지점들에서 결정되며, 상기 관찰현장에서 탄성의 비선형도 파라미터의 맵이 결정된다.

본 발명의 제 1 태양의 또 다른 목적은 상기 매질이 혈관인 상기 정의된 바와 같은 기기로서, 상기 물리적 파라미터는 연조직의 탄성의 비탄성 파라미터이며, 상기 제어시스템은

- 다른 시간에서 적어도 2개의 진단과 전파 파라미터 측정을 수행하고,

- 적어도 상기 진단과 전파 파라미터 측정동안 결정된 상기 진단과 전파 파라미터의 각각의 값들 및 상기 상기 진단과 전파 파라미터 측정 동안 각각 상기 연조직에서의 압력 값들을 기초로 상기 연조직의 탄성의 비선형성 파라미터를 결정하도록 형성된다.

본 발명의 제 1 태양의 기기의 다양한 실시예에서, (단독으로 또는 조합으로 사용될 수 있는) 하기의 단계들 중 하나 및/또는 다른 것 이외에도 의존할 수 있다:

- 상기 제어시스템에 의해 결정된 탄성 비선형 파라미터는 3차 진단 탄성 모듈러스(A)이고;

- 제어시스템에 의해 결정된 상기 진단과 전파 파라미터는 진단 모듈러스(μ)이고, 제어시스템은 진단과 전파 측정에 각각 해당하는 방정식 세트:

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

[0093]

[0094]

[0095]

[0096]

의 해를 구함으로써 3차 진단 탄성 모듈러스(A)를 결정하도록 형성되고, 여기서

t는 해당 진단과 전파 파라미터 측정이 수행될 때의 시간이고,

$\mu(t)$ 시간 t에서 진단 모듈러스 값이며,

- [0097] μ_0 는 구속조건이 없는 전단 모듈러스 값이고,
- [0098] $\sigma(t)$ 는 전단파 전파 파라미터의 측정 장소 및 시간(t)에서 연조직내 압력을 기초로 결정된 전단파의 편광방향에 평행한 시간(t)에서 연조직내 기계적 스트레스이며,
- [0099] - 제어시스템은 전단파 전파 파라미터 측정과 동시에 압력센서를 통해 자동으로 연조직내 압력을 측정하도록 형성되고,
- [0100] - 상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 전단파 전파 파라미터는 상기 혈관에서 측정되며, 상기 압력은 상기 혈관내 혈압이고, 상기 제어시스템은 혈압의 측정 장소와 관찰현장 간의 거리 및 그런 후 상기 거리의 페이징; 및 압력과 전파 속도를 고려함으로써 전단파 전파 파라미터의 측정에 페이징되도록 형성되며,
- [0101] - 상기 연조직은 혈관을 포함하고, 상기 전단파 전파 파라미터는 상기 혈관내에서 측정되고 상기 압력은 상기 혈관내 혈압이며, 제어시스템은 심장주기의 적어도 2개의 다른 특징적인 페이지(phase)들에서 혈압을 측정하고, 심장주기의 상기 2개의 특징적인 페이지들에서 해당하는 적어도 2개의 시간들에서 전단파 전파 파라미터의 측정을 수행하도록 형성되며,
- [0102] - 상기 심장주기의 2개의 특징 페이지들은 최대 압력 시간 및 최소 압력 시간이고,
- [0103] - 제어시스템은 심장주기의 상기 특징 페이지들에서 혈압을 측정하도록 형성되며,
- [0104] - 상기 제어시스템은 관찰현장의 여러 지점들에서 탄성의 비선형성 파라미터를 결정하고 관찰현장에서 탄성의 비선형성의 상기 파라미터의 맵을 결정하도록 형성된다.
- [0105] **본 발명의 제 2 태양: 생물학적 연조직의 탄성을 측정하기 위한 방법 및 기기**
- [0106] 본 발명의 제 2 태양의 분야
- [0107] 본 발명의 제 2 태양은 생물학적 연조직의 온도를 측정하기 위한 방법 및 기기와 관련된다.
- [0108] 본 발명의 제 2 태양의 배경
- [0109] 포유동물 연조직내 온도를 측정하는 것은 예컨대 열처리, 가령, 고강도 집속 초음파(HIFU) 또는 무선 주파수파(RF 용삭)와 같은 국소적 처리를 더 양호하게 제어하는 면에서 유용할 수 있다.
- [0110] 본 발명의 제 2 태양의 목적 및 요약
- [0111] 본 발명의 제 2 태양의 한 목적은 빠르고 쉽우며 비침투식으로 사용하는 포유동물 연조직의 온도를 측정하는 새로운 방법을 제안하는 것이다.
- [0112] 이를 위해, 본 발명에 따르면, 상기 물리적 파라미터는 연조직의 온도이고, 상기 온도는 상기 전단파 전파 파라미터를 상기 온도에 연계하는 기설정된 법칙을 기초로 결정되는 상기 정의된 바와 같은 방법이 제공된다.
- [0113] 이들 배치로 인해, 연조직의 온도 측정을 쉽고 빠르게 그리고 비침투식으로 얻는다.
- [0114] 본 발명은 (영 모듈러스, 전단 모듈러스 또는 점성도 등과 같은) 포유동물 연조직의 전단파 전파 파라미터가 (보다 구체적으로 전단파의 충분히 고주파수에서) 온도에 따라 변할 수 있고 실험적으로 사전에 결정될 수 있는 법칙에 의해 온도와 연결되기 때문에 본 발명이 가능해졌다.
- [0115] 본 발명의 제 2 태양의 방법의 다양한 실시예에서, (단독으로 또는 조합으로 사용될 수 있는) 하기의 단계들 중 하나 및/또는 다른 것 이외에도 의존할 수 있다:
- [0116] - 상기 온도는 2개의 다른 시간에서 제 1 및 제 2 시간 간의 차로써 결정된다.
- [0117] - 온도는 관찰현장의 여러 지점들에서 결정되고 상기 온도의 맵은 관찰현장에서 결정된다.
- [0118] 본 발명의 제 2 태양의 또 다른 목적은 상기 정의된 바와 같은 기기이고, 상기 물리적 파라미터는 연조직의 온도이고 상기 전자제어시스템은 상기 전단파 전파 파라미터를 상기 온도와 연계하는 기설정된 법칙을 기초로 상기 온도를 결정하도록 형성된다.
- [0119] 본 발명의 제 2 태양의 방법의 다양한 실시예에서, (단독으로 또는 조합으로 사용될 수 있는) 하기의 단계들 중 하나 및/또는 다른 것 이외에도 의존할 수 있다:

- [0120] - 상기 온도는 2개의 다른 시간에서 제 1 및 제 2 시간 간의 차이이다.
- [0121] - 상기 진단파는 적어도 50 Hz 보다 큰 주파수를 갖는다.
- [0122] - 온도는 관찰현장의 여러 지점들에서 결정되고 관찰현장에서 상기 온도의 맵이 결정된다.

발명의 효과

- [0123] 본 발명의 내용에 포함됨.

도면의 간단한 설명

- [0124] 본 발명의 다른 특징 및 이점은 첨부도면을 참조로 비제한적인 예로써 주어진 2개의 실시예에 대한 하기의 상세한 설명으로부터 명백해진다:

도면에서,

도 1은 본 발명의 제 1 태양의 실시예에서 진단파 이미지 디바이스의 도표이다.

도 2는 본 발명의 제 2 태양의 실시예에서 진단파 이미지 디바이스의 도표이다.

도 3은 포유동물 연조직의 온도함수로서 진단 모듈러스 μ 를 나타낸 도표의 일예이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0125] 본 발명의 제 1 태양: 혈관 벽의 탄성을 측정하기 위한 방법 및 기기

- [0126] 도 1에 도시된 기기(1)는 살아있는 환자(2)의 혈관(3)의 일부, 보다 상세하게는 동맥을 포함한 관찰현장에서 탄성의 비선형성을 측정하기 위해 적용된다.

- [0127] 혈관(3)의 혈관벽(3a)은 국소적으로 직경(D) 및 두께(e)의 원통형 튜브로 여겨질 수 있으며, 상기 혈관벽에서 혈액(3b)이 방향(3c)으로 흐른다. 심장주기 동안, 혈관(3)내 혈압 P(t)은 확장기 혈압이라고 하는 최소치와 수축기 혈압이라고 하는 최대치 사이에서 변한다. 이런 압력의 변화는 혈관의 직경(D)(D는 가령 외직경일 수 있으나, 또한 내직경 또는 외직경 및 내직경의 평균일 수 있다)에서 변화와 (고려되는 혈관벽(3a)의 지점에 접하는 직교반경축(X2)을 따라 지향되고, 혈관의 길이방향에 평행한 길이방향축(X1)에 수직인) 인장 스트레스 $\sigma(t)$ 에서 변화를 일으킨다.

- [0128] 이 인장 스트레스 값은 하기의 식으로 주어진다.

- [0129] [수학식 1]

$$\sigma(t) = \frac{P(t) \cdot D}{2e}$$

- [0130]

- [0131] 인장 스트레스 $\sigma(t)$ 의 변화는 또한 혈관벽(3a)에서 진단파의 전파 파라미터의 변화를 유발하며, 이들 변화들은 본 발명에서 혈관벽의 비선형성을 특징으로 하고 차례로 이 혈관벽의 약함, 특히 죽상경화반(atheromatous plaque)의 파열 위험을 특징으로 하는 파라미터를 결정하는데 사용된다.

- [0132] 이를 위해, 본 발명은 다른 시간에 실행된 여러 진단파 전파 파라미터 측정들을 포함한 환자 혈관의 혈관벽의 탄성을 측정하는 방법을 제공한다. 각 진단파 전파 파라미터 측정은

- [0133] - 기계적 진단파가 혈관벽(3a)으로 구성된 점탄성 매질을 통해 전파되게 하고,

- [0134] - 혈관벽(3a)에서 특히 초음파 압축파에 대해 반사되며 자연히 생물조직에 포함된 확산입자(3d)에 대한 비집속 초음파 압축파의 반사를 통해 이 진단파의 전파를 관찰하고(입자(3d)는 혈관벽(3a)에서 임의의 불균일도로, 특히, 콜라겐 입자들로 구성될 수 있음).

- [0135] - 상기 진단파 전파의 관찰을 기초로, 혈관벽의 탄성을 나타내는 진단파의 전파 파라미터를 결정함으로써 수행된다.

- [0136] 이 방법을 수행하기 위한 기기(1)의 구조 및 동작에 대한 전반적 방법은 이미 참조문헌 US-B2-7 252 004에 상세

히 설명되어 있으며, 이하 언급할 것이다.

- [0137] 기기(1)는 예컨대
- [0138] - 초음파 트랜스듀서 어레이(4), 예컨대 통상적인 초음파검사 프로브에 이미 알려진 것처럼 축을 따라 나란히 배치된 일반적으로 n개 초음파 트랜스듀서들(T_1 - T_n)을 포함한 선형 어레이(그런 후, 어레이(4)는 면(X,Y)에서 관찰현장의 2차원(2D) 이미지를 수행하도록 적용되나(여기서, X 및 Y는 어레이(4)에 연결된 두 축이고, X는 어레이(4)의 길이방향 축에 나란하며, Y는 어레이의 트랜스듀서(T_i)에 수직이다), 어레이(4)는 관찰현장의 3D 이미지를 수행하도록 형성된 1차원 어레이일 수 있다); 트랜스듀서의 개수(n)는 1 보다 많다. 가령 수십 개(예컨대, 100에서 300개)이다; 어레이(4)의 트랜스듀서들(T_1 - T_n)은 초음파 압축파 펄스를 전하며, 펄스들은 통상적으로 초음파진단에 사용되는 타입으로, 예컨대, 0.5 MHz에서 100 MHz, 바람직하게는 0.5 MHz에서 15 MHz 범위에 놓인 주파수, 가령, 약 2.5 MHz 주파수를 갖는다.
- [0139] - 트랜스듀서 어레이(4)를 제어하고 이로부터 신호를 획득하는 전자 베이(electronic bay)(5);
- [0140] - 전자 베이(5)를 제어하고 상기 전자 베이로부터 얻은 초음파 이미지를 보기 위한, 가령, 스크린(6a) 및 키보드(6b) 또는 기타 사용자 인터페이스를 포함하는 마이크로컴퓨터(6)를 포함할 수 있다.
- [0141] 전자 베이(5) 및 마이크로컴퓨터(6)를 본 명세서에서 기기(1)의 제어 시스템이라 한다. 이런 제어 시스템은 2 보다 많은 디바이스들로 구성될 수 있거나, 하나의 단일 전자 디바이스에 의해 전자 베이(5) 및 마이크로컴퓨터(6)의 모든 기능들을 수행할 수 있다.
- [0142] 전자 베이(5)는 예컨대
- [0143] - 트랜스듀서 어레이(4)의 n개 트랜스듀서들(T_1 - T_n)에 개별적으로 연결된 n개 아날로그/디지털 컨버터(7)(E_1 - E_n);
- [0144] - n개 아날로그/디지털 컨버터(7)에 각각 연결된 n개 버퍼 메모리(8)(M_1 - M_n);
- [0145] - 버퍼 메모리(8)와 마이크로컴퓨터(6)와 소통하는 중앙처리장치(9)(CPU);
- [0146] - 중앙처리장치(9)에 연결된 메모리(10)(MEM); 및
- [0147] - 중앙처리장치(9)에 연결된 디지털 신호 프로세서(11)(DSP)를 포함할 수 있다.
- [0148] 이외에, 본 발명의 몇몇 실시예에서, 중앙처리장치(9)(또는 컴퓨터(6))는
- [0149] - 비침투식으로 환자의 혈압을 측정하고 중앙처리장치(9)에 혈압 신호를 전송하는 혈압계, 및/또는
- [0150] - 혈관(3)에 삽입되고 비침투식으로 환자의 혈압을 측정하고 중앙처리장치(9)에 혈압 신호를 전송하는 압력센서와 함께 설비되는 캐눌라(cannula)와 같이 환자(2)의 혈압을 측정하도록 형성된 자동압력센서(12)에 연결될 수 있다.
- [0151] 트랜스듀서들(T_1 - T_n)은 중앙처리장치(9)에 의해 서로 별개로 제어된다. 따라서, 트랜스듀서들(T_1 - T_n)은 선택적으로
- [0152] - 비집속 초음파 압축파; 또는
- [0153] - 매질(3)의 하나 이상의 지점들에 집속되는 초음파 압축파 중 어느 하나를 방출할 수 있다.
- [0154] 본 명세서에서 이해되는 바와 같이 "비집속식 초음파 압축파"라는 말은 매질(3)에서 전체 관찰현장을 조사(照射)하는 임의의 비집속파, 예를 들면:
 - [0155] - "평면"인(파면이 X,Y 면에서 직선인 파) 초음파 압축파 또는 임의의 다른 타입의 비집속파;
 - [0156] - 랜덤 초음파 신호들이 다양한 트랜스듀서들(T_1 - T_n)에 의해 방출되게 함으로써 발생된 파;
 - [0157] - 혈관벽(3a)의 하나 이상의 점들에 집속되는 초음파 압축파;
 - [0158] - 약하게 집속되는 파("두툼한" 전송 포커싱으로 알려져 있으며, 초점거리/개구비 > 2.5)
 - [0159] - 구면파와 같은 발산파;

- [0160] - 여러 초점들에 동시에 집속되는 파들; 또는
- [0161] - 보다 일반적으로 하나의 초점 위치와 초점거리/개구비 < 2.5를 이용해 종래 포커싱과 일치하지 않는 임의의 종류의 전송파를 의미한다.
- [0162] 기기(1)의 동작 동안, 트랜스듀서 어레이(4)는 연구되는 혈관(3) 위로 환자(2)의 피부(2a)와 접촉된다. 트랜스듀서 어레이(4)는 특히 혈관(3)에 횡으로 또는 길이방향으로 배치될 수 있다. 즉, 트랜스듀서 어레이(4)의 축(X,Y)이 길이방향 축(X_1)을 포함하는 길이방향 면(X_1, X_2)에 또는 길이방향 축(X_1)에 수직인 반경방향 면(X_2, X_3) 중 어느 하나로 배치된다(X_3 는 혈관벽(3a)의 연구되는 한 지점에서 축(X_1, X_2)에 수직인 반경방향 축이다). 트랜스듀서 어레이(4)의 축(X)은 반경방향 축(X_3)에 실질적으로 나란하게 배치된다.
- [0163] 기기의 동작 방식은 제어 시스템, 즉, 이 동작 방식에 대해 프로그램된 중앙처리장치(9) 및/또는 마이크로컴퓨터(6)에 의해 제어된다.
- [0164] **전단파의 전파 관찰**
- [0165] 혈관벽(3a)에서 전단파의 전파를 관찰하기 위해, 기기(1)의 제어 시스템(6,9)은 연속으로 여러 단계들, 즉,
- [0166] a) 제어 시스템(6,9)으로 환자의 신체에 집속된 적어도 하나의 초음파가 어레이(4)에 의해 방출되게 함으로써 탄성 전단파가 매질(3)에서 발생되게 하는 동안 여기 단계(이 집속파는 트랜스듀서들(T_1-T_n) 중 모두 또는 일부에 의해 방출될 수 있다);
- [0167] b) 전단파의 전파가 동시에 혈관벽(3a)에서 관찰현장의 여러 지점들에서 동시에 관찰되는 동안 관찰 단계; 및
- [0168] c) 적어도 하나의 처리 단계를 수행하도록 프로그램되고,
- [0169] 이 관찰 단계 b)는
- [0170] b1) 제어 시스템(6,9)으로 어레이(4)가 점탄성 매질에 초당 적어도 300 샷(단계 a에서 방출된 상기 비집속 초음파의 포커싱과 타이밍), 가령 적어도 500 샷/초의 속도로 연속적인 비집속 초음파 압축파들을 방출하게 하고, 상기 비집속 초음파 압축파 중 적어도 일부가 관찰현장을 통해 전단파의 전파 동안 관찰현장에 도달하도록 상기 비집속 초음파 압축파의 타이밍이 형성되게 하는 서브단계; 및
- [0171] b2) 제어 시스템(6,9)으로 어레이(4)가 환자의 신체(2)로부터 수신된 초음파 신호를 검출하게 하는 서브단계를 포함하고(이 검출은 어레이(4)의 트랜스듀서들 중 일부 또는 모두에 의해 수행될 수 있음), 상기 신호는 관찰현장에서 반사 입자들(3d)과 상호작용하는 비집속 초음파 압축파에 의해 발생된 에코를 포함하며, 이들 에코는 (직간접적으로) 환자의 혈관벽(3a)을 이루는 점탄성 매질의 연속 변위 이미지들에 해당하며; 검출된 신호들은 버퍼 메모리(M_1-M_n)에 실시간으로 기록된다;
- [0172] 이 처리 단계 c)는 처리 동안
- [0173] c1) 제어 시스템(6,9)이 연속 전파 이미지들을 결정하기 위해 서브단계 b2) 동안 환자의 신체로부터 수신된 연속 초음파 신호들을 처리하는 서브단계와,
- [0174] c2) 제어 시스템(6,9)이 관찰현장의 다양한 지점들에서 환자의 혈관벽(3a)을 이루는 점탄성 매질에 대해 적어도 하나의 운동 파라미터를 결정하는 서브단계를 포함한다.
- [0175] 상기 서브단계 c2)는 생략될 수 있음에 유의해야 한다: 보다 일반적으로, 본 발명의 방법은 전파 이미지를 결정할 필요가 없고, 제어 시스템(6,9)이 임의의 다른 수단들에 의해 상기 운동 파라미터들을 결정할 수 있다.
- [0176] 여기 단계 a) 동안 방출된 집속식 초음파 압축파는 a) 0.5 MHz에서 15 MHz 범위에 있는 가령 k/f 초 기간 동안 방출된 약 0.25 MHz인 단색파의 주파수(f)일 수 있고, 여기서, k는 50에서 5,000 범위에 놓인 정수(가령, 약 500)이며, f는 Hz로 표현된다. 이런 파는 가능하게는 휴지주기에 의해 분리된 연속 방출주기 동안 방출될 수 있고, 상기 방출주기는 초당 5에서 1,000 방출 범위에 놓인 속도로 서로 연잇는다. 따라서 발생된 전단파는 축 Y에 평행하게 (따라서 축 X_3 에 평행하게) 편광되고 축 X에 나란히(따라서 축(X_1 또는 X_2))에 나란하게 또는 어레이(4)의 배향에 따라 면(X_1, X_2)에 위치한 축에 나란하게) 전파한다.
- [0177] 변형으로, 여기 단계 a) 동안 방출된 집속식 초음파는 $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1,000 \text{ Hz}$ 이도록 각각의 주파수(f_1 및 f_2)의 2개 단색신호들의 선형 결합(특히 합)이고, 따라서 변조 주파수 $|f_1 - f_2|$ 를 갖는 진폭 변조파를 발생

다.

- [0178] 또한, 여기 단계 a) 동안 방출된 집속식 초음파는 발생된 진단과가 소정의 파형을 나타내고(예컨대, 이는 따라서 평면인 진단과를 발생하거나 대조적으로 집속된 진단과를 발생할 수 있고) 환자의 신체(2)의 혈관벽(3a) 또는 다른 부분들에 있는 소정 영역들을 조사하도록 선택적으로 동시에 또는 그렇지 않으면 복수의 지점들에 집속될 수 있다.
 - [0179] 예컨대 0.1초에서 1초까지 지속될 수 있는 단계 b1) 동안, 초당 500에서 10,000 샷, 바람직하게는 1,000에서 5,000 샷 범위에 놓이는 속도로 비집속 초음파 압축파를 방출할 수 있다(이 속도는 환자의 신체(2)를 통과하는 압축파에 대한 왕복(go-and-return) 이동시간에 의해 제한된다: 이는 압축파에 의해 발생된 에코들 모두가 새로운 압축파가 보내지기 전에 프로브(6)에 의해 수신되어질 필요가 있다).
 - [0180] 각각의 비집속 초음파 압축파는 진단과의 전파속도보다 훨씬 더 큰 전파속도(예컨대, 사람의 신체에서 약 1,500m/s)로 환자의 신체(2)를 통해 전파하고, 반사 입자(3d)와 상호작용하며, 이로써 초음파진단 분야에서 "얼룩점(speckle noise)"이라는 이름으로 자체적으로 알려진 신호에서의 에코 또는 다른 유사한 교란을 발생한다.
 - [0181] 얼룩점은 비집속 초음파 압축파의 각 샷 후에 서브단계 b2) 동안 트랜스듀서(T_1 - T_n)에 의해 포착된다. 샷 NO. j 후에 각 트랜스듀서(T_i)에 의해 이런 식으로 포착된 신호 $s_{ij}(t)$ 는 초기에 고주파수(예컨대, 30 MHz 에서 100 MHz)로 샘플화되고 트랜스듀서(T_i)에 대응하는 아날로그/디지털 컨버터(E_i)에 의해 실시간으로 (예컨대, 12 비트로) 디지털화된다.
 - [0182] 이런 식으로 샘플화되고 디지털화된 신호 $s_{ij}(t)$ 는 그런 후 트랜스듀서(T_i)에 대응하는 버퍼 메모리(M_i)에 마찬가지로 실시간으로 저장된다.
 - [0183] 예로써, 각 메모리(M_i)는 약 128 메가바이트(MB)의 용량을 나타낼 수 있고 샷 j=1 에서 p에 대해 연속적으로 수신된 모든 신호 $s_{ij}(t)$ 들을 포함한다.
 - [0184] 지연된 시간에서, 진단과의 동일한 전파에 해당하는 신호 $s_{ij}(t)$ 들 모두가 저장된 후, 중앙처리장치(9)는 서브단계 c1)에 해당하는 종래 경로형성 단계를 이용해 이들 신호들을 처리한다(또는 합산 회로와 같은 또 다른 회로에 의해 처리되거나 컴퓨터(6)가 신호를 자체적으로 처리할 수 있다).
 - [0185] 이는 샷 No. j 후 관찰현장의 이미지에 각각 대응하는 신호 $S_j(x,y)$ 를 발생한다.
 - [0186] 예컨대, 이는 하기의 식에 의해 신호 $S_j(t)$ 를 결정할 수 있다:
- $$S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x,y) \cdot s_{ij}[t(x,y) + d_i(x,y)/V]$$
- [0187]
 - [0188] 여기서,
 - [0189] - s_{ij} 는 초음파 압축파 샷 No. j 후에 트랜스듀서 No. i에 의해 인식된 로우(raw) 신호이다;
 - [0190] - $t(x,y)$ 는 초음파 압축파에 의해 X,Y 좌표 시스템에서 좌표(x,y)를 갖는 관찰현장의 지점에 도달하는데 걸리는 시간이며, 샷 No. j의 초기에서 $t=0$ 이다;
 - [0191] - $d_i(x,y)$ 는 좌표(x,y)를 갖는 관찰현장의 지점과 트랜스듀서 NO. i 간의 거리, 또는 상기 거리에 대한 근사이다;
 - [0192] - V는 관찰 중인 점탄성 매질에서 초음파 압축파의 평균 전파속도이다;
 - [0193] - $\alpha_i(x,y)$ 는 아포디제이션(apodization) 관계를 고려한 가중치 계수이다(실제로, 많은 경우에서, $\alpha_i(x,y)=1$ 로 가정할 수 있다).
 - [0194] 상기 식은 관찰현장이 공간 좌표(x,y)가 (x,y,z)로 대체되는 (2차원 어레이의 트랜스듀서와 함께) 3차원인 경우 필요한 경우 약간 수정하여 적용한다.

- [0195] 광경로형성 단계 후, 중앙처리유닛(9)은 중앙 메모리(M)에 이미지 신호들 $S_j(x,y)$ (또는 이미지가 단지 1차원인 경우 $S_j(x)$ 또는 3차원인 경우 $S_j(x,y,z)$)를 저장하며, 각각은 샷 No. j에 대응한다. 이들 신호들은 또한 컴퓨터가 자체적으로 이미지 프로세싱을 수행할 경우 컴퓨터(6)에 저장될 수 있다.
- [0196] 이들 이미지들은 US-B2-7 252 004에 기술된 바와 같이 상관에 의해 서브단계 c2)에서 지연시간에서 쌍으로 또는 바람직하게는 기준 이미지와 함께 교차상관에 의해 이점적으로 처리된다.
- [0197] 상술한 교차상관은 예컨대 디지털 신호 프로세서(11)에서 수행될 수 있거나, 중앙처리유닛(9) 또는 컴퓨터(6)에서 프로그램될 수 있다.
- [0198] 이 교차상관 프로세스 동안, 초음파 에코를 일으키는 각 입자(3c)가 받는 변위를 판단하기 위해 교차상관함수 $\langle S_j(x,y), S_{j+1}(x,y) \rangle$ 가 최대화된다.
- [0199] 이런 교차상관 함수의 예가 US-B2-7 252 004에 제시되어 있다.
- [0200] 이는 진단파의 영향하에서 혈관벽(3a)의 각 위치 \vec{r} 에서 진단파에 의해 발생된 변위벡터 $\vec{u}(\vec{r}, t)$ 세트를 발생한다(이들 변위벡터는 선택적으로 본 명세서에 기술된 예에서 단일 성분으로 줄어들 수 있다).
- [0201] 이 변위벡터 세트는 메모리(M) 또는 컴퓨터(6)에 저장되고 예컨대 그레이 레벨 또는 컬러 레벨과 같은 광파라미터로 변위 값들이 예시된 슬로우 모션 영상의 형태로 특히 컴퓨터의 스크린(4a)에 의해 디스플레이될 수 있다.
- [0202] 따라서, 혈관벽(3a)에서 다른 특징들을 갖는 영역들 간의 진단파의 전파 차가 명확히 보일 수 있다.
- [0203] 진단파 전파의 동영상은 또한 종래 초음파진단 이미지에 겹쳐질 수 있고, 이는 또한 상술한 기기(1)에 의해 발생될 수 있다.
- [0204] 더욱이, 이는 또한 관찰현장에서 각 점들에 대해 변위 대신 혈관벽(3a)의 변형들, 즉, 성분들이 공간 변수(기술된 예에서 X 및 Y 좌표들)에 대해 변위벡터의 도함수인 벡터를 계산할 수 있다. 이들 변형벡터는 동영상의 형태로 진단파의 전파를 명확히 보여주기 위한 변위벡터처럼 이용될 수 있고 이들은 또한 관찰되는 환자의 신체(2)에 대해 트랜스듀서 어레이(4)의 변위를 제거하는 이점을 나타낸다.
- [0205] **진단파 전파 파라미터의 결정**
- [0206] 변위 또는 변형필드로부터, 컴퓨터(6)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템(6,9))이 이점적으로 컴퓨터(6)에 작용하는 사용자에게 의해 선택된 것으로 관찰현장에 있는 소정 지점들(적어도 한 점)에서 또는 운동 파라미터(변위 또는 변형)가 관찰현장(X,Y)(또는 트랜스듀서의 2차원 어레이에 따른 X,Y,Z)에서 시간에 걸쳐 변화하는 방식을 기초로 한 관찰현장 전체에서 진단파의 적어도 하나의 전파 파라미터를 계산한다. 진단파 전파 파라미터가 관찰현장내 여러 지점들에서 계산되면, 컴퓨터(6)는 그런 후 스크린(6a)상에서 관찰현장의 상기 파라미터들의 맵을 보여줄 수 있다.
- [0207] 서브단계 c2) 동안 계산된 진단파의 전파 파라미터는 US-B2-7 252 004에 보다 상세히 기술된 바와 같이 가령 진단 모듈러스(μ), 또는 영 모듈러스($E=3\mu$), 또는 진단파의 전파속도($c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}$, 여기서 ρ 는 조직의 밀도이다), 또는 진단 탄성도(μ_1) 가운데에서 선택된다. 이런 전파 파라미터는 혈관벽(3a)의 탄성을 나타낸다.
- [0208] 이 전파 파라미터는 여러 다른 시간들(적어도 2개의 다른 시간들(t_1, t_2))에서 반복적으로 가령 컴퓨터(6)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템(6,9))에 의해 계산될 수 있다.
- [0209] 예를 들면, 제어 시스템(6,9)(예컨대, 컴퓨터(6))이 2개의 다른 시간들(t_1, t_2)에서, 가령, 심장수축 및 팽창시(각각 최대 혈압 및 최소 혈압에서) 혈관벽(3a)의 진단 모듈러스($\mu(t)$)를 계산할 수 있다.
- [0210] **혈압 측정**
- [0211] 이외에, 관찰현장의 장소에서 또는 상기 진단파 전파 파라미터의 측정 시간에서(본 경우, 가령 시간들(t_1, t_2)에서) 컴퓨터(6)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템(6,9))가 혈관(3)내 혈압 값을 갖도록 혈관(3)내 혈압이 측정된다.

[0212] 이들 혈압 값은 가령 하기의 방법들 중 어느 하나에 의해 얻어질 수 있다:

[0213] a) 혈관(3)에 삽입되고 환자의 혈압을 측정하는 압력센서와 함께 설비된 상술한 압력센서(12)가 캐놀라일 경우, 이 캐놀라는 트랜스듀서 어레이(4) 부근에서 혈관에 삽입될 수 있고 혈압 값은 동시에 전단파 전파 파라미터의 각 측정의 각각의 관찰단계 b)에 대해 (즉, 본 명세서에서 고려된 예에서 시간(t_1, t_2))에서) 자동적으로 실시간으로 측정된다.

[0214] b) 상술한 압력센서(12)가 비침투식으로 환자의 혈압을 측정하는 자동 혈압계인 경우, 이 혈압계의 측정은 관찰 현장에서 전단파 전파 파라미터의 측정과 페이징(phasing)되어 혈압의 측정 장소(예컨대, 상류 또는 하류를 제외하고 탄성도 측정과 동일한 동맥 또는 환자(2)의 손가락 끝) 간의 혈압 주기에서 다른 양상들을 보상한다.

[0215] 이 페이징(phasing)은 (수축 및 확장기) 혈압의 최대 및 최소에 각각 해당하는 2개의 시간(t_1, t_2)에서 혈압과 전단파 전파 파라미터 모두를 측정함으로써 얻어질 수 있다. 이 경우, 압력측정은 전단파 전파 파라미터 측정 바로 전후 또는 측정 동안 단지 혈압의 최대 및 최소를 측정하는 데 있으며, 전단파 전파 파라미터 측정은 혈관(3)의 직경(D)이 최대(압력 최대)일 때 그리고 이런 직경(D)이 최소(압력 최소)일 때 각각 행해진다. 혈관의 직경은 기기(1)의 이미지 능력으로 인해 제어 시스템(6,9)에 의해 자동으로 모니터될 수 있어, 제어 시스템(6,9)이 전단파 전파 파라미터 측정을 최대 및 최소 혈압과 페이징시킬 수 있다. 보다 일반적으로, 혈압은 심장주기의 적어도 2개의 다른 특징 단계들에서 측정될 수 있고, 전단파 전파 파라미터의 측정은 심장주기의 상기 2개의 특징 단계들에 따른 적어도 2개의 시간들에서 수행된다.

[0216] 변형으로, 상술한 페이징은 특히 가령 동일한 동맥에 관찰현장으로부터 멀리서 혈압이 측정될 때 이들 측정들을 페이징시키도록 결정된 타임 오프셋(Δt)로 전단파 전파 파라미터와 혈압을 측정하는 것일 수 있다. 그런 후, 전단파 전파 파라미터의 각 시간(t_1, t_2)과 해당 혈압측정의 시간(t'_1, t'_2) 간의 타임 오프셋(Δt)를 적용함으로써 페이징이 구해질 수 있다:

[0217] [수학식 2]

$$t_1 = t'_1 + a \cdot \Delta t \quad \text{및} \quad t_2 = t'_2 + a \cdot \Delta t$$

$$\Delta t = d/v$$

[0218] 여기서, 혈압이 기기의 관찰현장의 상류에서 측정되면 $a=+1$ 이고; 혈압이 기기의 관찰현장의 하류에서 측정되면 $a=-1$ 이며;

[0220] d 는 혈압의 측정 장소와 관찰현장 간의 동맥을 따른 거리이고,

[0221] v 는 각 심장박동에서 동맥내 압력과 전파의 속도이다(이 속도(v)는 제어 시스템에 메모리된 기설정 값이거나, v 는 가령 동맥의 최대 직경부를 찾아내고 상기 동맥을 따라 최대 직경 영역의 변위 속도를 측정함으로써 기기(1)의 이미지 능력으로 인해 제어 시스템에 의해 측정될 수 있다).

[0222] c) 변형으로, 자동압력센서(12)가 생략될 수 있고, 혈압은 기기(1)의 외부에서 가령 수동 혈압계로 시술자에 의해 행해진 측정에 의해 바로 측정될 수 있다: 이와 같은 경우, 압력 값이 컴퓨터(6)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템(6,9))에 들어가고 혈관(3)의 직경(D)이 최대(압력 최대)일 때와 상기 직경(D)이 최소(압력 최소)일 때 전단파 전파 파라미터 측정이 각각 행해지는 점에서 전단파 전파 파라미터 측정과의 페이징이 구해진다.

[0223] **비선형 파라미터 결정**

[0224] 제어 시스템(6,9)(예컨대, 컴퓨터(6))은

[0225] - 상기 전단파 전파 파라미터 측정 동안 판단된 전단파 전파 파라미터(본 명세서에 고려된 예에서는 전단 모듈러스($\mu(t_1), \mu(t_2)$))의 각각의 값; 및

[0226] - 상기 혈관에서 해당 혈압 값(가령, 본 경우 $P(t_1), P(t_2)$)를 기초로 탄성의 비선형 파라미터가 결정되는 비선형 결정단계 d)로 처리될 수 있다.

[0227] 결정된 탄성의 비선형 파라미터는 예컨대 제니슨 등(Gennisson et al.)이 언급한(Acoustoelasticity in soft solids: "Assessment of the non-linear shear modulus with the acoustic radiation force"; J Acoust . Soc. Am 122 (6), 2007년 12월; p. 3211-3219)) 3차 전단 탄성 모듈러스(A)라고 하는 란다우(Landau) 계수일

수 있다.

[0228] 3차 진단 탄성 모듈러스(A)는 다수의 진단과 전과 파라미터 측정에 각각 해당하는 방정식 세트를 뚫으로써 제어 시스템에 의해 결정될 수 있다:

[0229] [수학식 3]

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

[0230]

[0231] 여기서,

[0232] t는 해당 진단과 전과 파라미터 측정이 수행될 때의 시간이고,

[0233] $\mu(t)$ 시간 t에서 진단 모듈러스 값이며,

[0234] μ_0 는 구속조건이 없는 진단 모듈러스 값이고,

[0235] $\sigma(t)$ 는 진단과 전과 파라미터의 측정 장소 및 상술한 바와 같은 시간(t)에서 혈관내 혈압을 기초로 결정된 시간(t)에서 혈관내 반경방향 기계적 스트레스(즉, 축(X3)에, 즉, 진단과의 편광 Y방향에 평행한 기계적 스트레스)이며,

[0236] 혈관벽(3a)에 또는 혈관 부근에 있는 연조직에서 $\sigma(t)=P(t)(1)$ 이며, 여기서 P(t)는 진단과 전과 파라미터의 측정 장소에서 시간(t)에서 혈압이다(압력 측정이 상술한 바와 같이 P(t)에 실제로 해당하도록 측정이 폐이징되면 압력(P) 측정의 실시간은 t와는 다른 시간(t')일 수 있다).

[0237] 3차 진단 탄성 모듈러스(A)가 시간(t_1 및 t_2)에서 2개의 측정을 기초로 결정되면, 제어 시스템은 하기의 방정식 (3) 시스템을 풀어 A 및 μ_0 를 결정한다:

[0238] [수학식 3-1]

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t_1)}{\sigma(t_1)}$$

[0239]

[0240] [수학식 3-2]

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t_2)}{\sigma(t_2)}$$

[0241]

[0242] 탄성(A)의 비선형 파라미터는 또한 진단 모듈러스(μ)와 관련된 상술한 진단과 전과 파라미터들 중 또 다른 파라미터를 기초로 결정될 수 있음에 유의해야 한다.

[0243] 이외에, 탄성(A)의 비선형 파라미터는 관찰현장의 여러 지점들에서 결정될 수 있고 제어 시스템에 의해 관찰현장에서의 상기 탄성의 비선형성 파라미터의 맵이 결정될 수 있고 가령 컴퓨터(6)의 스크린(6a)상에 나타날 수 있음에 유의해야 한다.

[0244] 마지막으로, 서브단계 c2)에서 동작 파라미터를 결정하기 위해 서브단계 c1)에서 혈관벽(3a)의 이미지를 계산하는 대신, 트랜스듀서 어레이 중 하나의 해당하는 트랜스듀서에 의해 각 측정영역에 대해, 관찰현장에서 하나 또는 다수의 기설정된 측정영역내 상기 동작 파라미터를 국소적으로 결정하기 위해 참조문헌 WO-A-2008/139 245에 기술된 방법 및 기기를 이용할 수 있다.

[0245] 상기 설명은 심장주기에 의해 야기된 압력변화를 받는 혈관벽과는 다른 연조직, 예컨대, 뇌조직의 탄성 비선형성을 측정하기 위해 적용될 수 있다.

[0246] **본 발명의 제 2 태양: 포유동물 연조직의 온도를 측정하기 위한 방법 및 기기**

[0247] 도 2에 도시된 기기(1)는 포유동물 연조직의 온도, 특히 살아있는 환자(2)의 연조직(3')의 일부를 포함한 관찰

현장에서의 온도를 측정하도록 형성된다.

- [0248] 이를 위해, 본 발명은 환자의 혈관의 혈관벽의 탄성을 측정하기 위한 방법을 제공하며, 이는
- [0249] - 기계적 전단파가 연조직(3')으로 구성된 점탄성 매질에서 전파되고,
- [0250] - 연조직(3')에서 가령 초음파 압축파에 대해 반사되며 자연히 생물조직에 포함된 확산입자(3d)에 대한 비집속 초음파 압축파의 반사를 통해 이 전단파의 전파를 관찰하고(입자(3d)는 연조직(3')에서 임의의 불균일도로, 특히, 콜라겐 입자들로 구성될 수 있음).
- [0251] - 상기 전단파 전파의 관찰을 기초로, 연조직(3')에서 전단파의 전파 파라미터를 결정함으로써 수행되는 적어도 하나의 전단파 전파 파라미터 측정을 포함한다.
- [0252] 이 방법을 수행하기 위한 기기(1)의 구조 및 동작에 대한 전반적 방법은 이미 참조문헌 US-B2-7 252 004에 상세히 설명되어 있으며, 앞서 본 발명의 제 1 태양에 이미 언급되어 있으며 본 발명의 제 2 태양을 위해 다시 설명하지 않는다.
- [0253] 도 2의 기기(1)는 예컨대:
- [0254] - 초음파 트랜스듀서 어레이(4), 예컨대 통상적인 초음파 검사기 프로브에 이미 알려진 것처럼 축을 따라 나란히 배치된 일반적으로 n개 초음파 트랜스듀서들(T_1-T_n)을 포함한 선형 어레이(그런 후, 어레이(4)는 면(X,Y)에서 관찰현장의 2차원 이미지를 수행하도록 적용되나(여기서, X 및 Y는 어레이(4)에 연결된 두 축이고, X는 어레이(4)의 길이방향 축에 나란하며, Y는 어레이의 트랜스듀서(T_i)에 수직이다), 어레이(4)는 관찰현장의 3D 이미지를 수행하도록 형성된 2차원(2D) 어레이일 수 있다); 트랜스듀서의 개수(n)는 1 보다 많다. 가령 수십 개(예컨대, 100에서 300개)이다; 어레이(4)의 트랜스듀서들(T_1-T_n)은 초음파 압축파 펄스를 전하며, 펄스들은 통상적으로 초음파진단에 사용되는 타입으로, 예컨대, 0.5 MHz에서 100 MHz, 바람직하게는 0.5 MHz에서 15 MHz 범위에 놓인 주파수, 가령, 약 2.5 MHz 주파수를 갖는다;
- [0255] - 트랜스듀서 어레이(4)를 제어하고 이로부터 신호를 획득하는 전자 베이(5);
- [0256] - 전자 베이(5)를 제어하고 상기 전자 베이로부터 얻은 초음파 이미지를 보기 위한, 가령, 스크린(6a) 및 키보드(6b) 또는 기타 사용자 인터페이스를 포함하는 마이크로컴퓨터(6)를 포함할 수 있다.
- [0257] 전자 베이(5) 및 마이크로컴퓨터(6)를 본 명세서에서 기기(1)의 제어 시스템이라 한다. 이런 제어 시스템은 2 보다 많은 디바이스들로 구성될 수 있거나, 하나의 단일 전자 디바이스에 의해 전자 베이(5) 및 마이크로컴퓨터(6)의 모든 기능들을 수행할 수 있다.
- [0258] 전자 베이(5)는 예컨대
- [0259] - 트랜스듀서 어레이(4)의 n개 트랜스듀서들(T_1-T_n)에 개별적으로 연결된 n개 아날로그/디지털 컨버터(7)(E_1-E_n);
- [0260] - n개 아날로그/디지털 컨버터(7)에 각각 연결된 n개 버퍼 메모리(8)(M_1-M_n);
- [0261] - 버퍼 메모리(8)와 마이크로컴퓨터(6)와 소통하는 중앙처리장치(9)(CPU);
- [0262] - 중앙처리장치(9)에 연결된 메모리(10)(MEM); 및
- [0263] - 중앙처리장치(9)에 연결된 디지털 신호 프로세서(11)(DSP)를 포함할 수 있다.
- [0264] 트랜스듀서들(T_1-T_n)은 중앙처리장치(9)에 의해 서로 별개로 제어된다. 따라서, 트랜스듀서들(T_1-T_n)은 선택적으로
- [0265] - 비집속식 초음파 압축파; 또는
- [0266] - 연조직(3')의 하나 이상의 지점들에 집속된 초음파 압축파를 방출한다.
- [0267] 본 명세서에서 이해되는 바와 같이 "비집속식 초음파 압축파"라는 말은 연조직(3')에서 전체 관찰현장을 조사(照射)하는 임의의 비집속파, 예를 들면:
- [0268] - "평면"인(파면이 X,Y 면에서 직선인 파) 초음파 압축파 또는 임의의 다른 타입의 비집속파;

- [0269] - 랜덤 초음파 신호들이 다양한 트랜스듀서들(T_1-T_n)에 의해 방출되게 함으로써 발생된 파;
- [0270] - 연조직(3')의 하나 이상의 점들에 집속되는 초음파 압축파;
- [0271] - 약하게 집속되는 파("두툼한" 전송 포커싱으로 알려져 있으며, 초점거리/개구비 > 2.5)
- [0272] - 구면파와 같은 발산파;
- [0273] - 여러 초점들에 동시에 집속되는 파들; 또는
- [0274] - 보다 일반적으로 하나의 초점 위치와 초점거리/개구비 < 2.5를 이용해 종래 포커싱과 일치하지 않는 임의의 종류의 전송파를 의미한다.
- [0275] 기기(1)의 동작 동안, 트랜스듀서 어레이(4)는 연구되는 연조직(3') 위로 환자(2)의 피부(2a)와 접촉된다.
- [0276] 기기의 동작 방식은 제어 시스템, 즉, 이 동작 방식에 대해 프로그램된 중앙처리장치(9) 및/또는 마이크로컴퓨터(6)에 의해 제어된다.
- [0277] **전단파의 전파 관찰**
- [0278] 연조직(3')에서 전단파의 전파를 관찰하기 위해, 기기(1)의 제어 시스템(6,9)은 연속으로 여러 단계들, 즉,
- [0279] a) 제어 시스템(6,9)으로 환자의 신체에 집속된 적어도 하나의 초음파가 어레이(4)에 의해 방출되게 함으로써 탄성 전단파가 연조직(3')에서 발생되게 하는 동안 여기 단계(이 집속파는 트랜스듀서들(T_1-T_n) 중 모두 또는 일부에 의해 방출될 수 있다);
- [0280] b) 전단파의 전파가 동시에 연조직(3')에서 관찰현장의 여러 지점들에서 동시에 관찰되는 동안 관찰 단계; 및
- [0281] c) 적어도 하나의 처리 단계를 수행하도록 프로그램되고,
- [0282] 이 관찰 단계 b)는
- [0283] b1) 제어 시스템(6,9)으로 어레이(4)가 점탄성 매질에 초당 적어도 300 샷(단계 a에서 방출된 상기 비집속 초음파의 포커싱과 타이밍), 가령 적어도 500 샷/초의 속도로 연속적인 비집속 초음파 압축파들을 방출하게 하고(이들 비집속 초음파는 트랜스듀서들(T_1-T_n) 중 모두 또는 일부에 의해 방출될 수 있음), 상기 비집속 초음파 압축파중 적어도 일부가 관찰현장을 통해 전단파의 전파 동안 관찰현장에 도달하도록 상기 비집속 초음파 압축파의 타이밍이 형성되게 하는 서브단계; 및
- [0284] b2) 제어 시스템(6,9)으로 어레이(4)가 환자의 신체(2)로부터 수신된 초음파 신호를 검출하게 하는 서브단계(이 검출은 어레이(4)의 트랜스듀서 모두 또는 일부에 의해 수행될 수 있음)를 포함하고, 상기 신호는 관찰현장에서 반사 입자들(3d)과 상호작용하는 비집속 초음파 압축파에 의해 발생된 에코를 포함하며, 이들 에코는 (직간접적으로) 환자의 연조직(3')을 이루는 점탄성 매질의 연속 변위 이미지들에 해당하며; 검출된 신호들은 버퍼 메모리(M_1-M_n)에 실시간으로 기록되며,
- [0285] 이 처리 단계 c)는 처리 동안
- [0286] c1) 제어 시스템(6,9)이 연속 전파 이미지들을 결정하기 위해 서브단계 b2) 동안 환자의 신체로부터 수신된 연속 초음파 신호들을 처리하는 서브단계와,
- [0287] c2) 제어 시스템(6,9)이 관찰현장의 다양한 지점들에서 환자의 연조직(3')을 이루는 점탄성 매질에 대해 적어도 하나의 운동 파라미터를 결정하는 서브단계를 포함한다.
- [0288] 상기 서브단계 c2)는 생략될 수 있음에 유의해야 한다: 보다 일반적으로, 본 발명의 방법은 전파 이미지를 결정할 필요가 없고, 제어 시스템(6,9)이 임의의 다른 수단들에 의해 상기 운동 파라미터들을 결정할 수 있다.
- [0289] 여기 단계 a) 동안 방출된 집속식 초음파 압축파는 a) 0.5 MHz에서 15 MHz 범위에 있는 가령 k/f 초 기간 동안 방출된 약 2.5 MHz인 단색파의 주파수(f)일 수 있고, 여기서, k는 50에서 5,000 범위에 놓인 정수(가령, 약 500)이며, f는 Hz로 표현된다. 이런 파는 가능하게는 휴지주기에 의해 분리된 연속 방출주기 동안 방출될 수 있고, 상기 방출주기는 초당 5에서 1,000 방출 범위에 놓인 속도로 서로 연잇는다.
- [0290] 변형으로, 여기 단계 a) 동안 방출된 집속식 초음파는 $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1,000 \text{ Hz}$ 이도록 각각의 주파수(f_1 및 f_2)의 2개 단색신호들의 선형 결합(특히 합)이고, 따라서 변조 주파수 $|f_1 - f_2|$ 를 갖는 진폭 변조파를 발생한다

다.

[0291] 또한, 여기 단계 a) 동안 방출된 집속식 초음파는 발생된 전단파가 소정의 파형을 나타내고(예컨대, 이는 따라서 평면인 전단파를 발생하거나 대조적으로 집속된 전단파를 발생할 수 있고) 연조직(3')에 있는 소정 영역들을 조사하도록 선택적으로 동시에 또는 그렇지 않으면 복수의 지점들에 집속될 수 있다.

[0292] 예컨대 0.1초에서 1초까지 지속될 수 있는 단계 b1) 동안, 초당 500에서 10,000 샷, 바람직하게는 1,000에서 5,000 샷 범위에 놓이는 속도로 비집속 초음파 압축파를 방출할 수 있다(이 속도는 환자의 신체(2)를 통과하는 압축파에 대한 왕복(go-and-return) 이동시간에 의해 제한된다: 이는 압축파에 의해 발생된 에코들 모두가 새로운 압축파가 보내지기 전에 프로브(6)에 의해 수신되어질 필요가 있다).

[0293] 각각의 비집속 초음파 압축파는 전단파의 전파속도보다 훨씬 더 큰 전파속도(예컨대, 사람의 신체에서 약 1,500m/s)로 환자의 신체(2)를 통해 전파하고, 반사 입자(3d)와 상호작용하며, 이로써 초음파진단 분야에서 "얼룩점(speckle noise)"이라는 이름으로 자체적으로 알려진 신호에서의 에코 또는 다른 유사한 교란을 발생한다.

[0294] 얼룩점은 비집속 초음파 압축파의 각 샷 후에 서브단계 b2) 동안 트랜스듀서(T_1-T_n)에 의해 포착된다. 샷 NO. j 후에 각 트랜스듀서(T_i)에 의해 이런 식으로 포착된 신호 $s_{ij}(t)$ 는 초기에 고주파수(예컨대, 30 MHz 에서 100 MHz)로 샘플화되고 트랜스듀서(T_i)에 대응하는 아날로그/디지털 컨버터(E_i)에 의해 실시간으로 (예컨대, 12 비트로) 디지털화된다.

[0295] 이런 식으로 샘플화되고 디지털화된 신호 $s_{ij}(t)$ 는 그런 후 트랜스듀서(T_i)에 대응하는 버퍼 메모리(M_i)에 마찬가지로 실시간으로 저장된다.

[0296] 예로써, 각 메모리(M_i)는 약 128 메가바이트(MB)의 용량을 나타낼 수 있고 샷 $j=1$ 에서 p 에 대해 연속적으로 수신된 모든 신호 $s_{ij}(t)$ 들을 포함한다.

[0297] 지어진 시간에서, 전단파의 동일한 전파에 해당하는 신호 $s_{ij}(t)$ 들 모두가 저장된 후, 중앙처리장치(9)는 서브단계 c1)에 해당하는 종래 경로형성 단계를 이용해 이들 신호들을 처리한다(또는 합산 회로와 같은 또 다른 회로에 의해 처리되거나 컴퓨터(6)가 신호를 자체적으로 처리할 수 있다).

[0298] 이는 샷 No. j후 관찰현장의 이미지에 각각 대응하는 신호 $S_j(x,y)$ 를 발생한다.

[0299] 예컨대, 이는 하기의 식에 의해 신호 $S_j(t)$ 를 결정할 수 있다:

$$S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x,y) \cdot s_{ij}[t(x,y) + d_i(x,y)/V]$$

[0300]

[0301] 여기서,

[0302] - s_{ij} 는 초음파 압축파 샷 No. j 후에 트랜스듀서 No. i에 의해 인식된 로우(raw) 신호이다;

[0303] - $t(x,y)$ 는 초음파 압축파에 의해 X,Y 좌표 시스템에서 좌표(x,y)를 갖는 관찰현장의 지점에 도달하는데 걸리는 시간이며, 샷 No. j의 초기에서 $t=0$ 이다;

[0304] - $d_i(x,y)$ 는 좌표(x,y)를 갖는 관찰현장의 지점과 트랜스듀서 NO. i 간의 거리, 또는 상기 거리에 대한 근사이다;

[0305] - V는 관찰 중인 점탄성 매질에서 초음파 압축파의 평균 전파속도이다;

[0306] - $\alpha_i(x,y)$ 는 아포디제이션(apodization) 관계를 고려한 가중치 계수이다(실제로, 많은 경우에서, $\alpha_i(x,y)=1$ 로 가정할 수 있다).

[0307] 상기 식은 관찰현장가 공간 좌표(x,y)가 (x,y,z)로 대체되는 (2차원 어레이의 트랜스듀서와 함께) 3차원인 경우 필요한 경우 약간 수정하여 적용한다.

[0308] 광경로형성 단계 후, 중앙처리유닛(9)은 중앙 메모리(M)에 이미지 신호들 $S_j(x,y)$ (또는 이미지가 단지 1차원인

경우 $S_j(x)$ 또는 3차원인 경우 $S_j(x,y,z)$ 를 저장하며, 각각은 샷 No. j에 대응한다. 이들 신호들은 또한 컴퓨터가 자체적으로 이미지 프로세싱을 수행할 경우 컴퓨터(6)에 저장될 수 있다.

[0309] 이들 이미지들은 US-B2-7 252 004에 기술된 바와 같이 상관에 의해 서브단계 c2)에서 지연시간에서 쌍으로 또는 바람직하게는 기준 이미지와 함께 교차상관에 의해 이점적으로 처리된다.

[0310] 상술한 교차상관은 예컨대 디지털 신호 프로세서(11)에서 수행될 수 있거나, 중앙처리유닛(9) 또는 컴퓨터(6)에서 프로그램될 수 있다.

[0311] 이 교차상관 프로세스 동안, 초음파 에코를 일으키는 각 입자(3c)가 받는 변위를 판단하기 위해 교차상관함수 $\langle S_j(x,y), S_{j+i}(x,y) \rangle$ 가 최대화된다.

[0312] 이런 교차상관 함수의 예가 US-B2-7 252 004에 제시되어 있다.

[0313] 이는 전단파의 영향하에서 혈관벽(3a)의 각 위치 \vec{r} 에서 전단파에 의해 발생된 변위벡터 $\vec{u}(\vec{r}, t)$ 세트를 발생한다(이들 변위벡터는 선택적으로 본 명세서에 기술된 예에서 단일 성분으로 줄어들 수 있다).

[0314] 이 변위벡터 세트는 메모리(M) 또는 컴퓨터(6)에 저장되고 예컨대 그레이 레벨 또는 컬러 레벨과 같은 광파라미터로 변위 값들이 예시된 슬로우 모션 영상의 형태로 특히 컴퓨터의 스크린(4a)에 의해 디스플레이될 수 있다.

[0315] 따라서, 관찰현장에서 다른 특징들을 갖는 영역들 간의 전단파의 전파 차가 명확히 보일 수 있다.

[0316] 전단파 전파의 동영상은 또한 종래 초음파전단 이미지에 겹쳐질 수 있고, 이는 또한 상술한 기기(1)에 의해 발생될 수 있다.

[0317] 더욱이, 이는 또한 관찰현장에서 각 점들에 대해 변위 대신 연조직(3')의 변형들, 즉, 성분들이 공간 변수(기술된 예에서 X 및 Y 좌표들)에 대해 변위벡터의 도함수인 벡터를 계산할 수 있다. 이들 변형벡터는 동영상의 형태로 전단파의 전파를 명확히 보여주기 위한 변위벡터처럼 이용될 수 있고 이들은 또한 관찰되는 환자의 신체(2)에 대해 트랜스듀서 어레이(4)의 변위를 제거하는 이점을 나타낸다.

[0318] **전단파 전파 파라미터의 결정**

[0319] 변위 또는 변형필드로부터, 컴퓨터(6)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템(6,9))이 이점적으로 컴퓨터(6)에 작용하는 사용자에게 의해 선택된 것으로 관찰현장에 있는 소정 지점들(적어도 한 점)에서 또는 운동 파라미터(변위 또는 변형)가 관찰현장(X,Y)(또는 트랜스듀서의 2차원 어레이에 따른 X,Y,Z)에서 시간에 걸쳐 변하는 방식을 기초로 한 관찰현장 전체에서 전단파의 적어도 하나의 전파 파라미터를 계산한다. 전단파 전파 파라미터가 관찰현장내 여러 지점들에서 계산되면, 컴퓨터(6)는 그런 후 스크린(6a)상에서 관찰현장의 상기 파라미터들의 맵을 보여줄 수 있다.

[0320] 서브단계 c2) 동안 계산된 전단파의 전파 파라미터는 US-B2-7 252 004에 보다 상세히 기술된 바와 같이 가령 전단 모듈러스(μ), 또는 영 모듈러스($E=3\mu$), 또는 전단파의 전파속도(c_s)($c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}$, 여기서 ρ 는 조직의 밀도이다), 또는 전단 탄성도(μ_1) 또는 전단 점성도(μ_2) 가운데에서 선택된다. 이런 전파 파라미터는 연조직(3')의 탄성도를 나타낸다.

[0321] 마지막으로, 서브단계 c2)에서 운동 파라미터를 결정하기 위해 서브단계 c1)에서 연조직(3')의 이미지를 계산하는 대신, 트랜스듀서 어레이 중 하나의 해당하는 트랜스듀서에 의해 각 측정영역에 대해, 관찰현장에서 하나 또는 다수의 기설정된 측정영역내 상기 운동 파라미터를 국소적으로 결정하기 위해 참조문헌 WO-A-2008/139 245에 기술된 방법 및 기기를 이용할 수 있다.

[0322] 하나 또는 다수의 지점들에 대해 계산된 전단파 전파 파라미터의 값을 기초로, 컴퓨터(6)(또는 보다 일반적으로 제어 시스템(6,9))가 상기 전단파 전파 파라미터를 상기 온도에 연관시키는 기설정된 법칙을 토대로 해당 지점(들)에서 연조직(3')의 온도를 결정한다. 이런 기설정된 법칙은 가령 도 3과 같은 도표로 나타낼 수 있으며(도 3은 전단파 전파 파라미터가 전단 모듈러스인 경우에 해당함), 이는 미리 실험적으로 결정되고 제어 시스템에 기억된다.

[0323] 따라서, 쉽게, 빨리 그리고 비침입적으로 연조직의 온도 측정을 얻는다. 온도가 관찰현장에서 복수의 지점들에서 결정되면, (가령 컬러 스케일로 표시된)온도 이미지가 결정되고 컴퓨터 스크린(6a)상에 사용자에게 나타내질

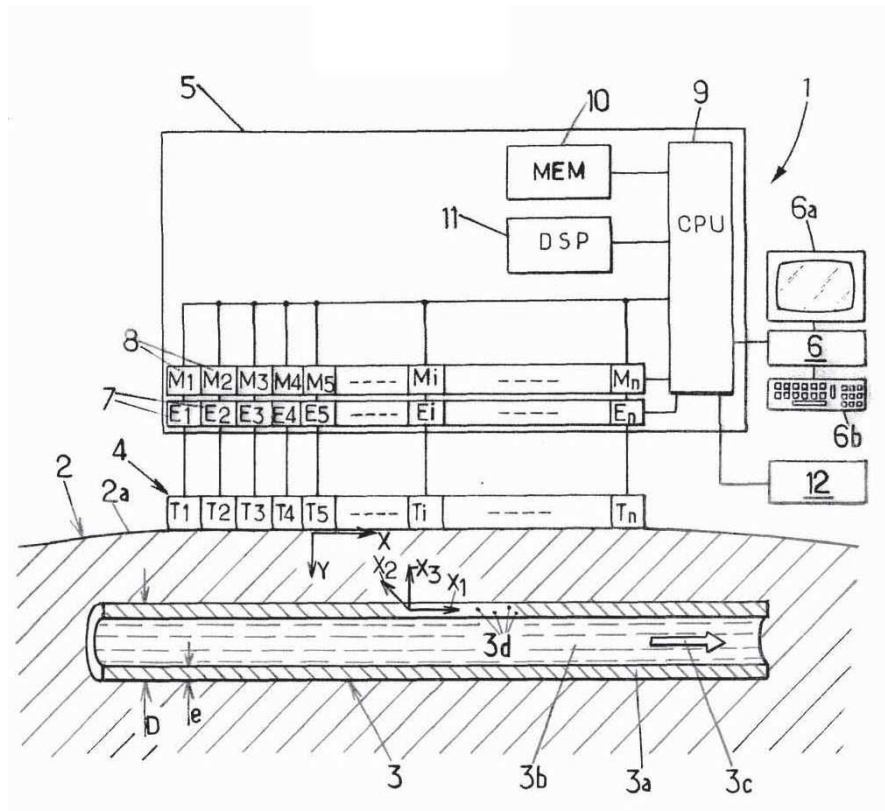
수 있다. 이 열상 이미지는 동일 기기(1)를 통해 얻은 환자의 초음파 진단에 겹쳐질 수 있다. 상기 방법은 전단파가 가령 50 Hz 보다 큰 상대적으로 고주파수 성분을 갖는 모두에 적용된다.

[0324] 환자의 연조직(3')에서 온도 측정은 예컨대, 열처리, 가령, 집속형 초음파(focalized ultrasounds, HIFU) 또는 무선주파수 파들(RF 용삭)과 같은 로컬 처리를 더 잘 제어하는 면에서 이용될 수 있다.

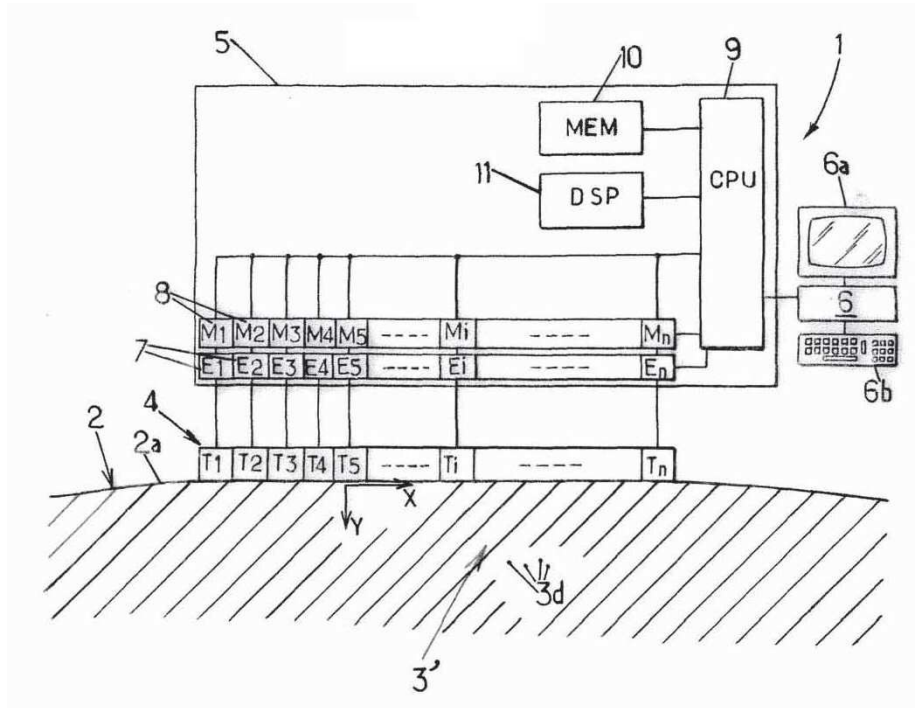
[0325] 상술한 온도는 2개의 다른 시간에서 제 1 및 제 2 온도들 간의 차이 수 있음에 유의해야 한다. 이 같은 경우, 기기(1)는 상대 온도 값, 즉, 기준상태(가령, 열처리 전)와 현재상태(가령, 상기 열처리) 간의 온도 변화의 값을 도출할 수 있다.

도면

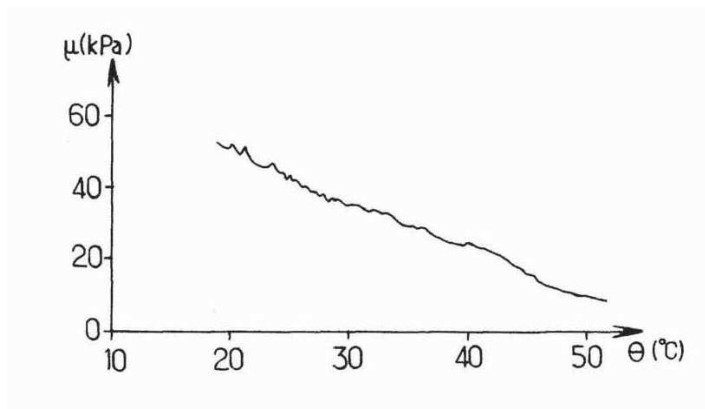
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	用于传播剪切波以测量哺乳动物软组织中的物理参数的方法和设备		
公开(公告)号	KR101660453B1	公开(公告)日	2016-09-27
申请号	KR1020127005051	申请日	2010-05-05
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司 超声清 法国国家科学研究中心 Sangtteu雷乌纳syonal驱动reoswe reuswi syangtti pikkeu 法国国家健康医学研究院 Inse reumeng seutti twina埃德劳赫先生ssangtte全国德拉贵妃reusyu医保地毯 巴黎第七大学 当Unicode的巴黎贝西牛群双脱氧巴黎7号地块		
申请(专利权)人(译)	试想超级索尼克 该tteureu或syonal德拉reoswe reuswi syangtti pikkeu 该ssereum (engseu地毯tittwi天气状态越来越全国德拉德拉ssangtte heuswe reusyu医保) 当Unicode的巴黎贝西牛群双脱氧巴黎7号地块		
当前申请(专利权)人(译)	试想超级索尼克 该tteureu或syonal德拉reoswe reuswi syangtti pikkeu 该ssereum (engseu地毯tittwi天气状态越来越全国德拉德拉ssangtte heuswe reusyu医保) 当Unicode的巴黎贝西牛群双脱氧巴黎7号地块		
[标]发明人	PERNOT MATHIEU 페르누마티유 TANTER MICKAEL 토태미카엘 COUADE MATHIEU 쿠아드마티유 GENNISSON JEAN LUC 제니송장뤽 FINK MATHIAS 핑크마티아		
发明人	페르누마티유 토태미카엘 쿠아드마티유 제니송장뤽 핑크마티아		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/021 G01N29/06		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/0048 A61B5/021 G01N29/0672 A61B5/02007 G01N2291/02475 G01N2291/02827 G01N2291/0422 A61B5/015 A61B8/08 A61B18/0206 A61B18/18 G01N2291/02491 G01N2291/044 G01N2291/106		
代理人(译)	Gimyongin		
优先权	12/533546 2009-07-31 US		
其他公开文献	KR1020120071385A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，提供了机械剪切波通过软组织传播并且用于测量物理参数的方法，以观察哺乳动物的软组织中的剪切波，其中剪切波无线电的值参数决定。它是软组织（血管）弹性的非线性参数的温度，其中基于这些值计算的物理参数接收血压或软组织。

