



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106232013 B

(45)授权公告日 2020.08.14

(21)申请号 201580006797.9

(22)申请日 2015.01.12

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106232013 A

(43)申请公布日 2016.12.14

(30)优先权数据

1400265 2014.01.31 FR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2015/050058 2015.01.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/114232 FR 2015.08.06

(73)专利权人 国家科学研究中心

地址 法国巴黎

专利权人 法国国家健康与医学研究院

巴黎城市物理化工高等学院

巴黎狄德罗大学(巴黎七大)

(72)发明人 米克尔·坦泰尔 马蒂厄·佩尔诺

马蒂亚斯·芬克

让-吕克·热尼松

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

11243

代理人 龚伟 杨继平

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G01N 29/07(2006.01)

审查员 胡新芬

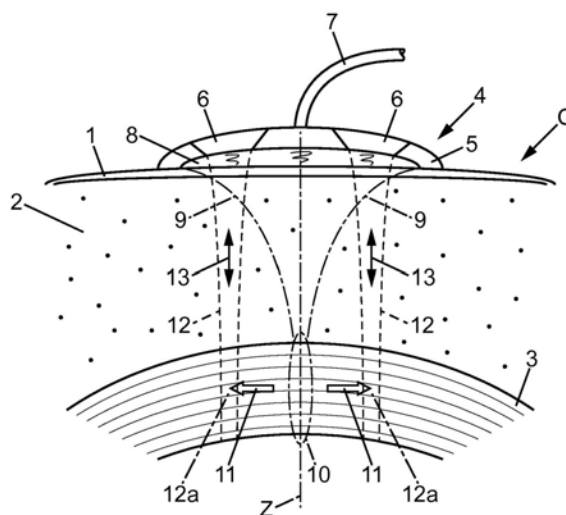
权利要求书3页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

用于表征弱的各向异性软介质的超声波方法和设备、以及用于该表征设备的超声探头组件

(57)摘要

本发明涉及一种用于表征弱的各向异性软介质(C)的方法,其中弱的各向异性软介质包括纤维并具有外表面(1),该方法是通过在不同传播方向观测从弱的各向异性软介质中的中心区(10)发出的发散剪切波的传播。在每个传播方向中推测剪切波的传播参数,然后确定弱的各向异性软介质的纤维的方向、在垂直于纤维的方向上的流变弹性参数、以及在纤维的方向上的流变弹性参数。



1. 一种用于表征各向异性软介质 (C) 的方法, 所述各向异性软介质 (C) 包括至少一个包括纤维的部分 (3) 并且具有外表面 (1), 该方法包括以下步骤:

(a) 测量步骤, 在该测量步骤期间产生至少一个剪切波 (11), 至少一个剪切波 (11) 以从各向异性软介质中的中心区 (10) 处发散的方式传播, 用超声观测变换器 (6) 从各向异性软介质的外表面 (1), 通过固定保持超声观测变换器 (6) 的方式从所述中心区 (10) 发出的几个预定传播方向 (P), 观测所述至少一个剪切波的传播, 所述预定传播方向 (P) 包括其间形成非0度且非180度角度的至少两个方向, 将所述超声观测变换器 (6) 安置于至少沿所述预定传播方向 (P) 并且在少于50ms的一段时间内实行所述测量步骤;

(b) 至少一个运算步骤, 在至少一个运算步骤期间从在测量步骤 (a) 期间在每个所述预定传播方向 (P) 所收集的数据中确定至少一个剪切波的传播参数;

(c) 表征步骤, 在该表征步骤期间, 从在运算步骤 (b) 期间在每个传播方向 (P) 所确定的剪切波的至少一个传播参数, 确定各向异性软介质的至少一个流变特征, 至少一个流变特征是从各向异性软介质的纤维的方向、垂直于纤维的方向上的流变弹性参数、以及纤维的方向上的流变弹性参数当中选择出来;

其中在测量步骤 (a) 期间, 同时使用所有超声观测变换器 (6), 在所有的所述预定传播方向 (P) 同时观测所述至少一个剪切波的传播。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中在表征步骤 (c) 期间确定的流变弹性参数是弹性模量。

3. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中

在测量步骤 (a) 期间, 剪切波产生于各向异性软介质中的某个深度范围, 并且在所述深度范围内的不同深度处观测到所述至少一个剪切波的传播,

在运算步骤 (b) 期间, 在所述不同深度的每个所述预定传播方向 (P) 上确定剪切波的至少一个传播参数, 并且

在表征步骤 (c) 期间, 在所述不同深度处确定所述至少一个流变特征。

4. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中在测量步骤 (a) 期间, 观测剪切波传播所在的预定传播方向 (P) 具有包括3到20之间的数目。

5. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中

在测量步骤 (a) 期间, 在分别沿所述预定传播方向 (P) 安置的预定测量点处检测剪切波的穿过, 并且

在运算步骤 (b) 期间, 剪切波的预定传播参数是剪切波的传播速度或剪切波从中心区 (10) 的穿行时间的代表性参数。

6. 根据权利要求5所述的方法, 其中剪切波从垂直于各向异性软介质的外表面 (1) 的中心轴 (Z) 产生, 并且检测剪切波的穿过所处的每个所述测量点都位于距所述中心轴小于2cm的位置处。

7. 根据权利要求5所述的方法, 其中在测量步骤 (a) 期间:

通过所述超声观测变换器 (6) 以每秒至少300发超声压缩波的速度在所述预定测量点处发射声学压缩波 (12) 的方式检测剪切波的穿过,

通过所述超声观测变换器 (6) 感应经各向异性软介质所反射的超声信号, 并且

当剪切波在所述预定测量点处穿过时由此确定所述各向异性软介质的内部移位。

8. 根据权利要求5所述的方法, 其中在测量步骤(a)期间, 每个测量点使用单个超声观测变换器(6)。

9. 根据权利要求6所述的方法, 其中在测量步骤(a)期间, 通过超声激励变换器(5)产生剪切波, 该超声激励变换器(5)承载所述超声观测变换器(6)并发射聚焦在中心区(10)的超声激励波(9), 所述剪切波使得各向异性软介质沿所述中心轴(Z)方向移位。

10. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中在表征步骤(c)期间, 通过确定对应于单值的弹性张量, 确定在不同预定传播方向(P)上的传播参数值, 然后将该弹性张量分解成单值, 来确定所述至少一个流变特征。

11. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中在测量步骤(a)期间, 剪切波从中心轴(Z)产生, 并且在表征步骤(c)期间, 根据运算步骤(b)所运算出的在所述预定传播方向(P)上的传播参数值, 通过插值来确定基本上椭圆形的曲线 $C(V(\theta) \cdot \cos\theta, V(\theta) \cdot \sin\theta)$, 其中 $V(\theta)$ 是垂直于所述中心轴(Z)的平面中的传播参数值, 而 θ 是相对于属于所述平面的参考系在平面中指定传播方向的角度, 纤维的方向对应于与 $V(\theta)$ 最大值对应的角度 θ_0 , 纤维的方向上的流变弹性参数是根据 $V(\theta_0)$ 确定的, 而垂直于纤维的方向上的流变弹性参数是根据 $V(\theta_0 + \pi/2)$ 确定的。

12. 根据权利要求1或2所述的方法, 其中各向异性软介质包括操作人员或动物肌肉的至少一部分, 并且该方法包括几次连续的测量步骤(a)、运算步骤(b)和表征步骤(c), 从这些步骤推测与肌肉收缩相关的生理学参数。

13. 一种用于表征各向异性软介质的表征设备, 其中各向异性软介质具有至少一个包括纤维的部分和外表面, 该表征设备包括控制激励探头(5)和超声观测变换器(6)的电子控制设备(19,20)、适用于在各向异性软介质中从中心区(10)产生剪切波的激励探头(5)、以及从所述中心区(10)沿几个预定传播方向(P)安置的超声观测变换器(6), 所述预定传播方向(P)包括其间形成非0度且非180度角的至少两个方向, 当激励探头(5)和超声观测变换器(6)安置于各向异性软介质的表面上时, 电子控制设备(19,20)用于:

(a) 使得激励探头(5)产生至少一个剪切波, 该剪切波适用于在传播的同时从中心区(10)发散到各向异性软介质, 并且使得超声观测变换器(6)在少于50ms的总观测时间内, 观测到在从所述中心区(10)的所述预定传播方向(P)上剪切波的传播;

(b) 根据超声观测变换器(6)所收集的数据, 确定在每个所述预定传播方向(P)上同时出现的剪切波的至少一个传播参数;

(c) 根据在每个预定传播方向(P)的剪切波的至少一个传播参数, 确定从各向异性软介质的纤维的方向、垂直于纤维的方向上的流变弹性参数、以及纤维的方向上的流变弹性参数当中选择出来的各向异性软介质的至少一个流变特征;

其中在所述(a)期间, 同时使用所有超声观测变换器(6), 在所有的所述预定传播方向(P)同时观测所述至少一个剪切波的传播。

14. 根据权利要求13所述的设备, 其中所述超声观测变换器数目上包括3到20之间。

15. 根据权利要求14所述的设备, 其中电子控制设备(19,20)适用于检测面向每个超声观测变换器(6)的剪切波的穿行, 并且由中央单元确定的剪切波的传播参数是剪切波的传播速率或剪切波的穿行时间的代表性参数。

16. 根据权利要求15所述的设备, 其中电子控制设备(19,20)适用于通过如下方式来检

测剪切波的穿行：

通过使得超声观测变换器(6)以每秒至少300发超声压缩波的速度发射声学压缩波，
通过使用超声观测变换器(6)感应出由各向异性软介质所反射的超声信号，以及
在面向所述超声观测变换器(6)的剪切波的穿行时由此确定所述各向异性软介质的内部移位。

17.根据权利要求16所述的设备，其中激励探头(5)是承载超声观测变换器(6)的基本上盘形形状的超声变换器。

用于表征弱的各向异性软介质的超声波方法和设备、以及用于该表征设备的超声探头组件

技术领域

[0001] 本发明涉及用于各向异性软介质的表征的方法和设备,以及用于该表征设备的超声探头组。

背景技术

[0002] 已经提出通过在介质中对剪切波的传播成像的方式,对包括纤维在内诸如骨骼肌或心肌的各向异性软介质进行表征。更具体地,已经提出利用在两个剪切波发射器之间转动一些度数的超声变换器阵列通过以下方式测量介质沿纤维和垂直于纤维的剪切模量值:连续地使得剪切波在介质中传播,然后每次在不同方向对它们的传播成像(W.-N.Lee, M.Pernot, M.Couade, E.Messas, P.Bruneval, A.Bel, A.A.Hagège, M.Fink, and M.Tanter, "Mapping Myocardial Fiber Orientation Using Echocardiography-Based Shear Wave Imaging," IEEE Trans.Med.Imaging, Vol.31, pp.554-562, 2012)。因此得以在每个方向确定剪切波的传播速度。如Lee等人所教导,通过将速度测量分解成单值,可获得纤维的方向和沿纤维且垂直于纤维的剪切模量(W.-N.Lee, B.Larrat, M.Pernot, and M.Tanter, "Ultrasound Elastic Tensor Imaging: Comparison with MR Diffusion Tensor Imaging in the Myocardium," Physics in Medicine and Biology, Vol.57, pp.5075-5095, 2012)。

[0003] 但是这些已知的方法具有使用相对慢的不足之处。因此,它们尤其无法实现对诸如病人的心肌或病人的骨骼肌的可移动的纤维介质的表征。

[0004] 发明的内容及目的

[0005] 本发明尤其具有克服这些不足之处的目的。

[0006] 出于该目的,本发明提出一种用于表征各向异性软介质的方法,其中各向异性软介质包括至少一个包括纤维的部分并具有外表面,该方法包括以下步骤:

[0007] (a) 测量步骤,在该测量步骤期间产生至少一个剪切波,至少一个剪切波以从各向异性软介质中的中心区发散的方式传播,从各向异性软介质的表面,通过保持超声观测变换器固定的方式从所述中心区发出的几个预定传播方向,用超声观测变换器观测所述至少一个剪切波的传播,所述预定传播方向包括其间形成非0度且非180度角度的至少两个方向,将所述超声观测变换器安置于至少沿所述预定传播方向并且在少于50ms的一段时间内实行所述测量步骤;

[0008] (b) 至少一个运算步骤,在至少一个运算步骤期间从在测量步骤(a)期间在每个所述预定传播方向所收集的数据中确定至少一个剪切波的传播参数;

[0009] (c) 表征步骤,在该表征步骤期间,从在运算步骤(b)期间在每个传播方向所确定的至少一个剪切波的传播参数,确定各向异性软介质的至少一个流变特征,至少一个流变特征是从各向异性软介质的纤维的方向、垂直于纤维的方向上的流变弹性参数、以及纤维的方向上的流变弹性参数当中选择出来。

[0010] 利用这些安排,能够立即获得纤维的方向和/或弹性参数,而不需要转动测量探头,并且因此能够容易执行体内测量。

[0011] 在根据本发明所述的方法的各种实施例中,能够可选地采用下面的安排中的任何一个:

[0012] 在表征步骤(c)期间确定的流变弹性参数是弹性模量;

[0013] 在测量步骤(a)期间,剪切波产生于各向异性软介质中的某个深度范围,并且在所述深度范围内的不同深度处观测到所述至少一个剪切波的传播,在运算步骤(b)期间,在所述不同深度的每个所述预定传播方向(P)上确定剪切波的至少一个传播参数,在表征步骤(c)期间,在所述不同深度处确定所述至少一个流变特征;

[0014] 在测量步骤(a)期间,观测剪切波传播所在的预定传播方向具有包括3到20之间的数目,有利地是在5到10之间的数目;

[0015] 在测量步骤(a)期间,同时使用所有超声观测变换器,在所有的所述预定传播方向同时观测所述至少一个剪切波的传播;

[0016] 在测量步骤(a)期间,连续发射出几个剪切波并且使用一部分超声观测变换器在至少一个所述预定方向连续观测每个剪切波的传播;

[0017] 在测量步骤(a)期间,在分别沿所述预定传播方向安置的预定测量点处检测剪切波的穿过,以及在运算步骤(b)期间,剪切波的预定传播参数是剪切波的传播速度或剪切波从中心区的穿行时间的代表性参数;

[0018] 剪切波从垂直于各向异性软介质的表面的中心轴产生,并且检测剪切波的穿过所处的每个所述测量点都位于距所述中心轴小于2cm的位置处,有利地是小于0.5cm的位置处;

[0019] 在测量步骤(a)期间,通过所述超声观测变换器以每秒至少300发超声压缩波的速度在所述预定测量点处发射声学压缩波的方式检测剪切波的穿过,通过所述超声观测变换器感应经各向异性软介质所反射的超声信号,以及当剪切波在所述预定测量点处穿过时由此确定所述各向异性软介质的内部移位(绝对移位或形变或者移位或形变速率);

[0020] 在测量步骤(a)期间,每个测量点使用单个超声观测变换器;

[0021] 在测量步骤(a)期间,通过超声激励变换器产生剪切波,该超声激励变换器承载所述超声观测变换器,并发射聚焦在中心区的超声激励波,所述剪切波使得各向异性软介质沿所述中心轴方向移位;

[0022] 在测量步骤(c)期间,通过确定对应于单值的弹性张量,确定在不同预定传播方向上的传播参数值,然后将该弹性张量分解成单值,来确定所述至少一个流变特征;

[0023] 在测量步骤(a)期间,剪切波从中心轴产生,并且在表征步骤(c)期间,根据运算步骤(b)所运算出的在所述预定传播方向上的传播参数值,通过插值来确定基本上椭圆形的曲线 $C(V(\theta) \cdot \cos\theta, V(\theta) \cdot \sin\theta)$,其中 $V(\theta)$ 是垂直于所述中心轴的平面中的传播参数值,而 θ 是相对于属于所述平面的参考系在平面中指定传播方向的角度,纤维的方向对应于与 $V(\theta)$ 最大值对应的角度 θ_0 ,纤维的方向上的流变弹性参数是根据 $V(\theta_0)$ 确定的,而垂直于纤维的方向上的流变弹性参数是根据 $V(\theta_0 + \pi/2)$ 确定的;

[0024] 各向异性软介质包括操作人员或动物肌肉的至少一部分,并且该方法包括几次连续的测量步骤(a)、运算步骤(b)和表征步骤(c),从这些步骤推测与肌肉收缩相关的生理学

参数。

[0025] 而且,本发明的目的也在于一种用于表征各向异性软介质的表征设备,其中各向异性软介质具有至少一个包括纤维的部分和外表面,该表征设备包括控制激励探头和超声观测变换器的电子控制设备、适用于在各向异性软介质中从中心区产生剪切波的激励探头、以及从所述中心区沿几个预定传播方向安置的超声观测变换器,所述预定传播方向包括其间形成非0度且非180度角的至少两个方向,当激励探头和超声观测变换器安置于各向异性软介质的表面上时,电子控制设备用于:

[0026] (a) 使得激励探头产生至少一个剪切波,该剪切波适用于在传播的同时从中心区发散到各向异性软介质,并且使得超声观测变换器在少于50ms的总观测时间内,观测到在从所述中心区的所述预定传播方向上剪切波的传播;

[0027] (b) 根据超声观测变换器所收集的数据,确定在每个所述预定传播方向上同时出现的剪切波的至少一个传播参数;

[0028] (c) 根据在每个预定传播方向的剪切波的至少一个传播参数,确定从各向异性软介质的纤维的方向、垂直于纤维的方向上的流变弹性参数、以及纤维的方向上的流变弹性参数当中选择出来的各向异性软介质的至少一个流变特征。

[0029] 在根据本发明所述的表征设备的各种实施例中,能够可选地采用下面的安排中的任何一个:

[0030] 所述超声观测变换器数目上包括3到20之间,有利地是5到10之间;

[0031] 电子控制设备适用于检测面向每个超声观测变换器的剪切波的穿行,并且由中央单元确定的剪切波的传播参数是剪切波的传播速率或剪切波的穿行时间的代表性参数;

[0032] 电子控制设备适用于通过如下方式来检测剪切波的穿行:

[0033] 使得超声观测变换器以每秒至少300发超声压缩波的速度发射声学压缩波,

[0034] 使用超声观测变换器感应由各向异性软介质反射的超声信号,以及

[0035] 在面向所述超声观测变换器的剪切波的穿行时由此确定所述各向异性软介质的内部移位;

[0036] 激励探头是承载超声观测变换器的基本上盘形形状的超声变换器。

[0037] 最后,本发明的进一步目的是一个超声探头组,该超声探头组用于如上面所定义的表征设备,该超声探头组包括基本上盘形形状并且适用于发射沿中心轴的超声压缩波的超声观测变换器,其中所述超声激励变换器发射沿中心轴的超声压缩波,以便通过辐射压力使得各向异性软介质沿所述中心轴发生移位,并且因此引起来自所述中心轴的发散剪切波在介质中的传播,该超声激励变换器承载多个超声观测变换器,所述多个超声观测变换器分别分布于相对于所述中心轴的不同的发散的传播方向并且安置于距离所述中心轴小于e cm的位置处,每个所述超声观测变换器适用于发射压缩波作为平行于中心轴的波束,所述传播方向包括其间形成非0度且非180度的夹角的至少两个方向。有利地,超声观测变换器等分分布于以中心轴为中心的圆上,每个超声观测变换器适用于发射如平行于中心轴的波束的压缩波。

附图说明

[0038] 本发明的其他特点和优点在以下对其实施例之一的描述中会变得更加清楚,其中

实施例参考附图作为非限制性的示例给出。

[0039] 在附图中：

[0040] 图1是表示根据本发明的实施例的表征方法的应用的横截面视图，

[0041] 图2是图1中可见的超声探头组的平面视图，以及

[0042] 图3是图2的超声探头组所属的表征设备的示意图。

具体实施方式

[0043] 在不同的图中，相同的附图标记指定同一个或类似的元件。

[0044] 如图1和图2所示意，本发明的目的是表征尤其是活体的诸如人或动物体C的一部分的各向异性软介质，该各向异性软介质包括至少一个包括纤维的部分3并具有外表面1。例如，外表面是人或动物的皮肤，部分3是心脏的一部分，尤其是心肌或骨骼肌。可以可选地通过非纤维组织2将部分3和外表面1分开。

[0045] 该表征利用包括激励探头5和观测探头6的探头组4来实现。

[0046] 当使用激励探头时，激励探头5尤其可以是基本上圆盘或杯形的超声激励变换器，该激励变换器具有位于各向异性软介质C的深度方向的中心轴Z。该激励探头5可选地包括意图用于与外表面1相对的凹形面，通常用超声成像术中惯用的凝胶8填充该凹形面的凹陷区。激励探头5适用于在各向异性软介质C中沿所述的中心轴Z发射超声压缩波9，该超声压缩波9的焦点处于中心区10内，该中心区10沿中心轴Z延伸几厘米（例如1至6cm）并具有沿垂直于中心轴Z方向几毫米的宽度（0.2至3mm）。

[0047] 设计焦点10沿中心轴10的位置和长度，以便于当将激励探头安置在于外表面1相对的位置时，从统计上通常发现焦点至少部分处于待为被检测的人或动物表征的纤维部分3中。因此，为了表征人的心肌，焦点10例如始于从2到4cm的深度z，并且止于从5到10cm的深度z。

[0048] 激励探头5例如可以具有小于3cm的半径R，有利地是小于2cm。

[0049] 观测探头6可以是大于或等于2个的数目，有利地是大于或等于3个，例如包括3到20个之间，有利地是5到10个之间。在所述示例中该观测探头在数量上是8个。

[0050] 观测探头6围绕中心轴Z分布，分别匹配相对于所述中心轴Z发散的不同传播方向P。在每种情况下，传播方向P包括之间形成非0度且非180度夹角的至少两个传播方向。

[0051] 可以将观测探头(6)安置在距所述中心轴Z的距离小于2cm的位置处，例如小于0.5cm。观测探头6可以有利地等分分布于以中心轴Z为中心的圆上。下面，会将发散的传播方向P局限于与中心轴Z垂直的平面正交参考系X,Y，并与X轴成 θ 角。

[0052] 观测探头6可以每个都是超声观测变换器或可选地一组在医学成像中惯用的类型的超声观测变换器，集中在平行于中心轴的相对远的距离，以便每个发射的超声压缩波形成平行于Z轴的波束12。

[0053] 有利地，每个观测探头6由单个超声观测变换器形成。超声观测变换器6会形成对于Z轴辐射发散且向介质C凹陷的阵列的形式，以便每个超声观测变换器6的焦点12a位于与介质C中的焦点10大约相同的深度，并且以便该焦点12a在对于Z轴的辐射方向上具有例如0.1到2mm级的小尺寸且在正交方向具有几个毫米级的更大的尺寸。与不同超声观测变换器对应的焦点12a最好彼此分开。

[0054] 有利地,观测探头6由激励探头5承载,并且例如可以包括在激励探头5的厚度方向上形成的凹陷处。

[0055] 激励探头5与观测探头6用控制设备进行通信,例如通过多线电缆7。如图3所示,该控制设备包括与特定的电子壳体20通信的计算机19等,该控制设备本身通过电缆7连接到探头组4。要注意的是控制设备可以可选地是整合电子壳体20和计算机19的所有功能的单个装置。

[0056] 在所述示例中,电子壳体20可以包括与变换器同样多的通道,例如分别连接到激励探头5(T0)与观测探头6(T1-T8)的9个通道。每个该通道可以包括关联缓冲存储器15A(B0-B8)并与诸如微处理器等的电子中央单元16(CPU)进行通信的模数变换器15(A/D0-AD8),该电子中央单元本身可以与例如存储器17(MEM)和信号处理电路18(DSP)以及计算机19进行通信。电子中央单元16可以可选地进一步与心电图装置14(ECG)进行通信。

[0057] 上面描述的设备以如下方式进行操作。

[0058] (a) 测量步骤

[0059] 当用户意图表征介质C的纤维部分3时,他/她将探头组4如前面所解释的应用于皮肤1并且开始测量步骤(a),在该测量步骤(a)期间,电子中央单元16会首先使得激励探头5短时间内发射聚焦超声波,从而通过波压力效应产生组织的沿Z轴的移位,例如在文献W02004/021038所解释的普通原理。

[0060] 该剪切波11基本上对于Z轴辐射地传播(见图1)并且在该传播过程中,为了观测剪切波11的传播,电子中央单元16使得所有的观测探头6同时观测介质C。出于该目的,电子中央单元16使得所有观测探头6同时快速地(例如每秒300发或每秒300发以上)发射超声压缩波并且使得所述观测探头6感应到经组织3反射的超声信号,尤其如文献W000/55616和文献W02004/021038所解释,并且这些信号先存储于缓冲存储器15a的存储器,然后再存储于存储器17的存储器。

[0061] 例如该测量步骤持续几毫秒的时间。

[0062] 可选地,电子壳体20可以包括与变换器同样多的通道。例如,电子壳体20可以包括用于超声激励变换器5的通道A/D0-B0与通过切换设备(未示出)先后连接至各种超声观测变换器6的通道A/D1-B1。在此情况下,测量步骤(a)包括剪切波的几次先后发射,每次发射紧跟着通过观测探头6中的一个观测探头6对剪切波传播的观测,该过程对每个观测探头6重复。即使在该情况下,测量步骤也很短,少于50ms。

[0063] (b) 运算步骤

[0064] 在后续的实时或线下执行的运算步骤(b)中,存储在存储器中的反射信号由电子中央单元16或计算机19利用。在该处理中,所述信号用于确定组织3随时间面向每个观测探头6的内部移位或形变,例如尤其如文献W000/55616和文献W02004/021038所解释的通过对所感应的信号的相关性运算。

[0065] 因此可以在每个观测探头6的前面并且在组织3中的每个深度找出弹性剪切波穿过的位置。例如,可以在组织3中预定深度数处找到剪切波穿过的位置,例如在10到30深度之间,例如每个毫米来进行。

[0066] 电子中央单元16或计算机19接着在每个深度确定剪切波在激励探头5和每个观测探头6之间穿行的时间t,或另外的代表穿行时间的参数,或进一步另外的代表剪切波传播

的传播数据,并且从中推测出在与每个观测探头6对应的辐射方向P的相关深度处剪切波的传播速率V。

[0067] (c) 表征步骤

[0068] 接着可以确定介质3的从纤维的方向中选出的至少一个流变特征,一个垂直于纤维的方向的流变弹性参数(尤其是弹性模量)和纤维的方向上的流变弹性参数(尤其是弹性模量)。有利地,同时确定这些流变特征。

[0069] 可以通过多种方法确定所述流变特征,例如通过插值或更优地通过分解成单值的方法。

[0070] 1. 插值

[0071] 在该方法中,依据运算步骤(b)中在每个传播方向P上的传播速度的运算值,通过插值确定基本上椭圆曲线 $C(V(\theta) \cdot \cos\theta, V(\theta) \cdot \sin\theta)$,其中 $V(\theta)$ 是在X,Y平面的传播参数。纤维的方向对应于与 $V(\theta)$ 最大值对应的角度 θ_0 ,接着根据 $V(\theta_0)$ 确定纤维的方向的流变弹性参数,并且根据 $V(\theta_0 + \pi/2)$ 确定垂直于纤维的方向上的流变弹性参数。例如,当这些参数是平行于纤维的弹性模量 E_{par} 和垂直于纤维的弹性模量 E_{perp} ,可以通过公式确定这些弹性模

量,公式 $V(\theta) = \sqrt{\frac{E_{par}}{3\rho}}$ 和 $V(\theta + \pi/2) = \sqrt{\frac{E_{perp}}{3\rho}}$, 其中 ρ 是介质3的密度。

[0072] 2. 分解成单值

[0073] 在该方法中,在每个深度处,首先在每个深度处从所测得的传播速度确定介质3中超声波的弹性传播张量。

[0074] 由于只在X,Y平面完成传播,因此该张量是2阶的矩阵M:

[0075] $M = \begin{bmatrix} E_{XX} & E_{XY} \\ E_{XY} & E_{YY} \end{bmatrix}$, 其中分量E是弹性模量。该弹性张量尤其是由Royer和

Dieulesaint定义(2000;Elastic Waves in Solids I:Free and Guided Propagation:Springer-Verlag Berlin Heidelberg)。

[0076] 如上面提及的Lee等人的文章所解释(W.-N.Lee,B.Larrat,M.Pernot,and M.Tanter,“Ultrasound Elastic Tensor Imaging:Comparison with MR Diffusion Tensor Imaging in the Myocardium,”Physics in Medicine and Biology,Vol.57, pp.5075-5095,2012),张量M可以从运算步骤(b)中所确定的速率 $V(\theta)$ 通过求解以下方程来确定:

$$[0077] \quad \begin{bmatrix} \rho V(\theta_1)^2 \\ \vdots \\ \rho V(\theta_N)^2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos^2 \theta_1 & 2 \cos \theta_1 \sin \theta_1 & \sin^2 \theta_1 \\ & \vdots & \\ \cos^2 \theta_N & 2 \cos \theta_N \sin \theta_N & \sin^2 \theta_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_{XX} \\ E_{XY} \\ \mu_{YY} \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0078] 其中 ρ 为介质3的密度,N为变换器的数目, $\theta_1 \dots \theta_N$ 为与观测探头6对应的不同传播方向P的角度。

[0079] 如上述Lee等人的文章所解释,张量M可以总是被分解为单值从而获得给出上述参数 E_{par} 和 E_{perp} 的对角矩阵 M_0 :

[0080]
$$M0 = \begin{bmatrix} E_{PAR} & 0 \\ 0 & E_{PERP} \end{bmatrix}$$

[0081] 由于具有以下关系,该确定伴随着在相关深度处纤维的方向 θ_0 的确定:

[0082] $M=R.M0.R^T$,其中R是与角度 θ_0 对应的旋转矩阵:

[0083]
$$R = \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix}。$$

[0084] 可以用相对快的速度重复测量步骤(a)、运算步骤(b)和表征步骤(c),以便跟踪操作状态下的心脏或另外的肌肉,并且给出流变特征的连续值,例如在形成介质3的肌肉的超过一个的完整操作循环中的介质3的参数。当该介质是心脏时,连续测量可以利用通过心电图14传送到电子中央单元16的数据与心跳循环同步。可以从中推测出与肌肉收缩相关的生理学参数值,例如收缩力、最大硬度或其他参数。

[0085] 应该注意的是由观测探头所感应的信号也可以实现通过找出由于形成介质3的肌肉的操作而发生的介质3的形变或移位的位置的方式,对连续测量进行相对彼此的再调整。

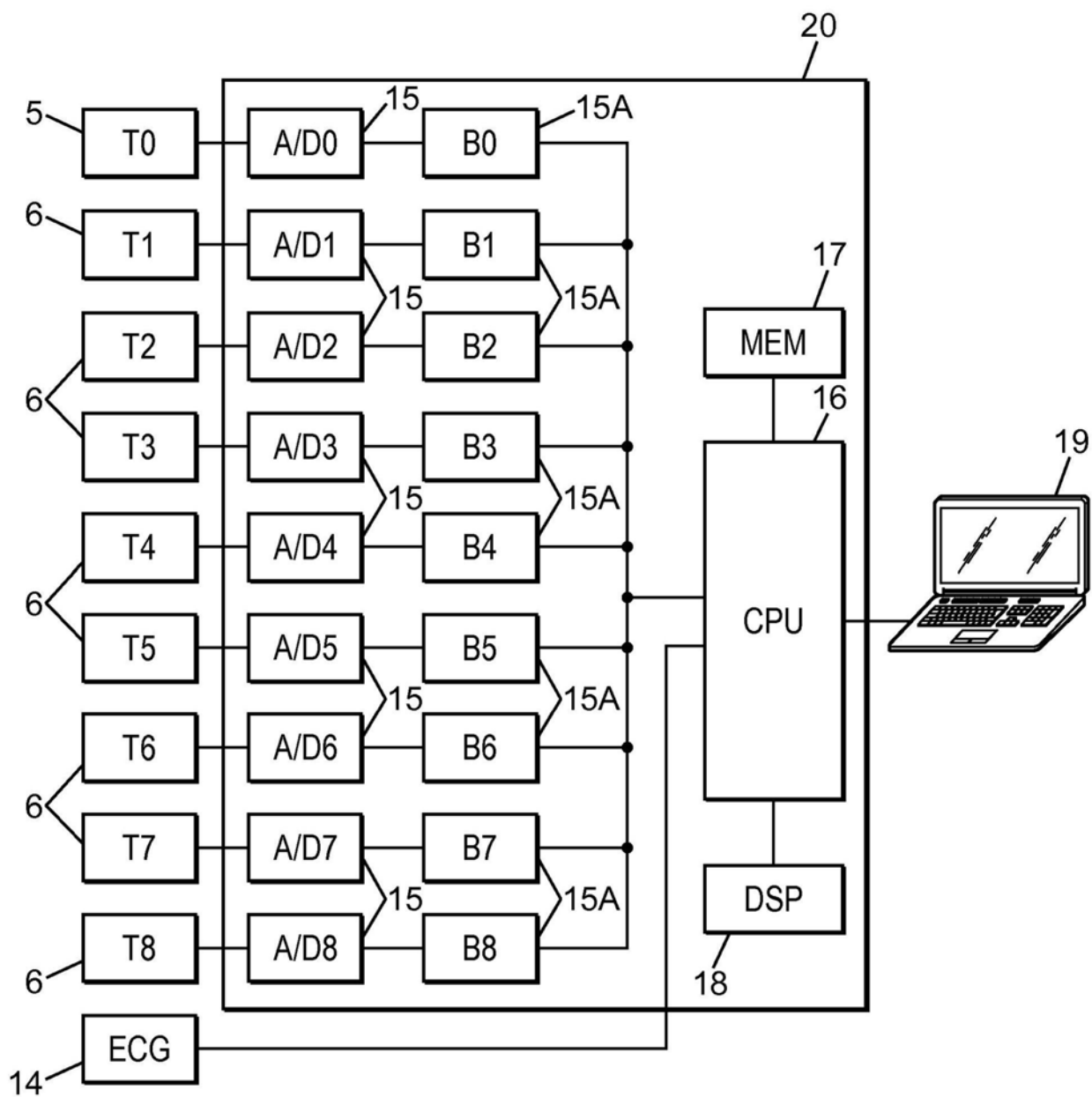


图3