



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110520055 A

(43)申请公布日 2019.11.29

(21)申请号 201880022597.6

(22)申请日 2018.03.26

(30)优先权数据

17163075.9 2017.03.27 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/057609 2018.03.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/177991 EN 2018.10.04

(71)申请人 法国爱科森有限公司

地址 法国巴黎

(72)发明人 洛朗·桑德兰

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理有限公司 11006

代理人 王玉双

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

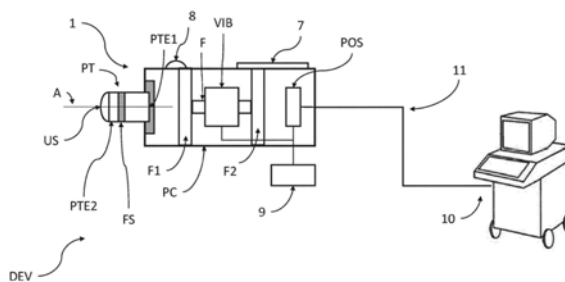
权利要求书2页 说明书15页 附图4页

(54)发明名称

用于测量粘弹性介质的粘弹性的装置和方法

(57)摘要

公开了一种用于振动受控瞬时弹性成像,尤其是量化肝脏纤维化的装置(DEV)。该装置包括用于弹性成像的超声波探针(1),超声波探针(1)包括探针外壳、具有对称轴(A)的至少一个超声波换能器(US)、振动器(VIB)以及力传感器(FS),其中该振动器被布置为引起探针外壳沿超声波换能器的对称轴的移动,超声波换能器固定在该探针外壳上使得超声波换能器不相对于探针外壳运动,且其中该装置包括信号产生器(9),被构造为当探针在待测量的粘弹性介质上施加的力大于最小接触力阈值时发出接触就绪信号。信号生成器还可构造为当所述力大于最小测量力阈值时发出测量就绪信号。



1. 一种用于测量粘弹性介质的粘弹性的装置 (DEV), 所述介质在遭受超声波脉冲后具有超声波信号, 所述装置包括:

-用于振动受控瞬时弹性成像的探针 (1), 包括:

- 探针外壳 (PC);
- 具有对称轴 (A) 的至少一个超声波换能器 (US);
- 至少一个振动器 (VIB), 所述振动器 (VIB) 位于所述探针外壳 (PC) 内部;
- 力传感器 (FS), 所述力传感器被构造为测量由所述探针 (1) 对所述待测量的粘弹性

介质施加的力;

-信号生成器 (9);

所述装置 (DEV) 的特征在于:

• 所述振动器 (VIB) 被布置为引起所述探针外壳 (PC) 沿预定轴的移动, 所述预定轴是所述超声波换能器 (US) 的所述对称轴 (A);

• 所述超声波换能器被固定至所述探针外壳 (PC), 使得所述超声波换能器 (US) 不相对于所述探针外壳 (PC) 运动;

• 所述信号生成器 (9) 被构造并设置为当所述探针 (1) 的所述超声波换能器 (US) 接触待测量的粘弹性介质时发出接触就绪信号, 当所述超声波探针 (1) 在所述粘弹性介质上施加的力大于最小接触力阈值时, 所述信号生成器 (9) 设定所述接触就绪信号。

2. 根据前述权利要求所述的装置 (DEV), 其特征在于, 所述信号生成器 (9) 被构造并设置为还发出测量就绪信号。

3. 根据前述权利要求所述的装置 (DEV), 其中, 当所述超声波探针 (1) 施加的力大于最小测量力阈值时, 所述信号生成器 (9) 设定所述测量就绪信号。

4. 根据前述权利要求所述的装置 (DEV), 其中,

所述最小接触力阈值在 0.1N 至 1.0N 之间;

所述最小测量力阈值在 1.0N 至 6.0N 之间。

5. 根据权利要求 3 或 4 所述的装置 (DEV), 其中, 当所述超声波探针 (1) 在所述粘弹性介质上施加的力小于最大测量力阈值时, 设定所述测量就绪信号, 所述最大测量力阈值在 6.0N 至 20.0N 之间。

6. 根据权利要求 3 至 5 任一项所述的装置 (DEV), 其中,

所述最小接触力阈值等于 0.5N;

所述最小测量力阈值等于 4N。

7. 根据前述权利要求任一项所述的装置 (DEV), 其特征在于, 所述超声波换能器 (US) 利用探针尖端 (PT) 固定至所述探针外壳 (PC), 所述探针尖端 (PT) 具有固定至所述探针外壳 (PC) 的第一端部 (PTE1) 和固定至所述超声波换能器 (US) 的第二端部 (PTE2)。

8. 根据前述权利要求的装置 (DEV), 其特征在于, 所述探针尖端 (PT) 是可更换的。

9. 根据前述权利要求任一项所述的装置 (DEV), 其特征在于, 所述探针 (1) 包括位置传感器 (POS), 且所述装置 (DEV) 包括控制回路, 所述控制回路被构造为基于从所述位置传感器 (POS) 接收的信号控制所述振动器 (VIB)。

10. 根据前述权利要求任一项所述的装置 (DEV), 其特征在于, 所述力传感器 (FS) 为电容型传感器或施加力传感器。

11. 根据权利要求2和前述权利要求任一项所述的装置 (DEV), 其特征在于, 所述装置包括仅当测量就绪信号被设定时触发粘弹性介质的粘弹性的测量的装置。

12. 一种用于测量粘弹性介质的粘弹性的方法 (MET), 所述介质在遭受超声波脉冲后具有超声波信号, 所述方法包括以下步骤:

-将超声波探针 (1) 的超声波换能器 (US) 定位 (100) 为接触待测量的粘弹性介质, 所述探针被包括在根据权利要求1-11任一项所述的装置 (DEV) 中。

-当所述超声波探针 (1) 的所述换能器 (US) 接触所述待测量的粘弹性介质时生成接触就绪信号 (104), 信号生成器 (9) 发出所述接触就绪信号。

13. 根据权利要求12所述的方法 (MET), 进一步包括以下步骤: 测量由所述超声波探针 (1) 对所述待测量的粘弹性介质施加的力的步骤 (102), 所述力的测量结果由被构造并设置为测量由所述超声波探针 (1) 对所述待测量的粘弹性介质施加的力的力传感器 (FS) 确定, 当所述超声波探针施加的力高于最小接触力阈值时, 所述信号生成器 (9) 设定所述接触就绪信号, 当所述超声波探针 (1) 施加的力高于最小测量力阈值或在最小和最大测量力阈值之间时, 所述信号生成器 (9) 设定所述测量就绪信号。

14. 根据权利要求12或13所述的方法 (MET), 其特征在于, 所述方法包括仅当所述接触就绪信号被设定时发射超声波脉冲的步骤 (106)。

15. 根据权利要求12至14任一项所述的方法 (MET), 其特征在于, 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时显示定位装置的步骤 (107a)。

16. 根据权利要求12至15任一项所述的方法 (MET), 其特征在于, 所述方法包括仅当所述接触就绪信号和所述测量就绪信号被设定时触发测量粘弹性的步骤 (113, 114)。

17. 根据权利要求12至16任一项一所述的方法 (MET), 其特征在于, 所述方法进一步包括仅当所述接触就绪信号被设定时停用其他治疗的步骤 (115), 以及当所述接触就绪信号未被设定时激活其他治疗的步骤。

## 用于测量粘弹性介质的粘弹性的装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于测量粘弹性介质(例如人体或动物器官)的粘弹性的装置。具体而言,本发明可用于测量肝脏的粘弹性,其允许对所述肝脏中存在的纤维化的量进行量化。本发明还涉及一种用于测量粘弹性介质的粘弹性的方法。

### 背景技术

[0002] 酒精性、病毒性或其他原因引起的慢性肝炎,具有纤维化效果,这对于评估进而确定治疗肝炎的最佳时间而言是很重要的。

[0003] 用于测量肝脏硬度的一种最可靠和有效的技术是瞬时弹性成像(例如,参见《Ultrasound in Med.And Biol.》41,5,2015中公布的由G.Ferraioli等人所著的“WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography part 3:liver (WFUMB超声弹性成像临床使用指南和建议第3部分:肝脏)”)。

[0004] 申请人已经研发并商业化了一种称为**Fibroscan®**(例如,参见专利EP1169636和EP1531733)的装置。该装置利用申请人所研发的称为“振动受控瞬时弹性成像”(Vibration Controlled Transient Elastography,VCTE)的弹性成像技术测量肝脏的硬度。

[0005] 在应用VCTE时,肝脏硬度的测量依赖于测量瞬时剪切波在组织内的传播速度。

[0006] 为了执行上述测量,已经研发了一种特定的探针。所述探针包括至少一个电动致动器和安装在所述探针尖端的至少一个超声波换能器。

[0007] 例如,在**Fibroscan®**探针中,振动器移动超声波换能器,并使其推压病人身体。该脉冲运动产生在肝脏内部传播的瞬时剪切波。通过在介质内发送高频超声波短脉冲或束,探查传播的剪切波所产生的位移。

[0008] 得益于**Fibroscan®**所使用的有利几何外形(例如,参见图1a),机械致动器和超声波换能器共用同一个对称轴,如图1a中的虚线所示。这种几何布置使得可以避免在测量剪切波传播速度时的系统误差:剪切波和超声波束沿相同方向传播。

[0009] 此外,**Fibroscan®**探针提供了一种能测量探针尖端相对于探针外壳的位移的运动传感器,例如霍尔效应位置传感器。仅当尖端轨迹线遵循预定包络时,例如一段正弦曲线,测量才有效。在传统的VCTE探针中,只测量探针尖端相对于探针外壳的相对运动。也就是说,在传统的VCTE探针中,在探针外壳的参照系中测量探针尖端的运动。

[0010] 目前可用的VCTE探针中的相关问题是,在将瞬时剪切波施加于待检查组织时的探针尖端的实际运动的控制。例如,当施加剪切波时,探针的反冲力可被增加至尖端的运动,且所施加的脉冲会变形。该问题涉及操作者的手的反冲力、以及操作者在保持探针抵靠病人身体时必须施加的力的控制:为了正确使用根据现有技术的VCTE探针,需要熟练或有资质的操作者。

[0011] 如果不控制探针的反冲力,就不能知道探针尖端相对于病人身体的实际运动。测量可能依赖于操作者在产生剪切波期间所施加的力。

[0012] 专利申请US8333704B2(2010年12月18日由Anthony等人申请的“Hand-held

force-controlled ultrasound probe (手持式力受控超声探头)”)和US2012/0316407A1 (2012年6月12日由Anthony等人申请的“Sonographer fatigue monitoring (超声仪疲劳监测)”)中公开了具有线性致动器和力传感器的超声波探针。图1b显示了文献US8333704所描述的装置。根据这些文献,超声波换能器被电动致动器移动,以便控制施加于待分析组织的力。基于力传感器提供并用作反馈信号,控制超声波换能器的运动。

[0013] 这些文献解决了在超声波测量期间施加恒定或时间相关的力的问题,但这些公开的技术方案具有多个缺陷。

[0014] 例如,现有技术中所描述的这些装置包括外部机械可移动部件:如图1b中的箭头所示,超声波换能器相对于探针外壳移动。多个缺陷与该外部可移动部件相关,例如需要频率校准操作。

[0015] 由D.Mellema等人所著的文献“Probe Oscillation Shear Elastography (PEOSE): A high Frame-Rate Method for Two-dimensional ultrasound shear wave elastography (探针振荡剪切弹性成像 (PEOSE): 二维超声剪切波弹性成像的高帧频方法)” (公布于IEEE Transaction on medical imaging, 2016年第35卷第9期)中描述了现有技术中所描述的另一个方案。该方案中描述了用于连续波弹性成像的探针。该方案不适用于对组织施加瞬时剪切脉冲,仅适用于连续波剪切波振荡。此外,该弹性成像探针由两个分离的组件构成,这对于活体内 (in-vivo) 的应用而言是严重的缺陷。例如,由于存在多个部分,因此上述探针是难以操作的。

[0016] 此外,根据操作者的不同,当将超声波换能器放在病人身体上时,难以控制施加的力。因此,该装置不能在不考虑操作者的情况下准确且可重现地进行测量。

[0017] 此外,如果在病人身体上施加的力过大,装置的电动致动器可能被损坏。

[0018] 最后,由传感器的超声波换能器传递给病人的声能量可能会很高,非必要的使用可能会导致对病人的损伤、电气故障以及超声波换能器的过早损坏。

## 发明内容

[0019] 本发明的一个方面在于解决上述缺陷的装置。因此,本发明的一个方面在于准确且可重现地测量粘弹性介质的粘弹性的装置,从而限制病人的健康风险,并延长装置的寿命。

[0020] 为了实现该目标,本发明的第一方面在于测量粘弹性介质的粘弹性的装置,所述介质在遭受超声波脉冲后具有超声波信号,所述装置包括:

[0021] -用于瞬时弹性成像的探针,包括:

[0022] • 探针外壳;

[0023] • 具有对称轴的至少一个超声波换能器;

[0024] • 至少一个振动器,所述振动器位于探针外壳内部;

[0025] • 力传感器,所述力传感器被构造为测量由所述探针对所述待测量的粘弹性介质施加的力;

[0026] -信号生成器;

[0027] 所述装置的特征在于:

[0028] • 所述振动器被布置为引起所述探针外壳沿预定轴的移动,所述预定轴是所述超

声波换能器的所述对称轴；

[0029] • 所述超声波换能器固定在所述探针外壳上,使得所述超声波换能器不相对于所述探针外壳运动；

[0030] • 所述信号生成器被构造并设置为当所述探针的所述超声波换能器接触待测量的粘弹性介质时发出接触就绪信号,当所述超声波探针在所述粘弹性介质上施加的力大于最小接触力阈值时,所述信号生成器设定接触就绪信号。

[0031] 探针外壳是VCTE探针的封套,所述封套包含振动器或电动致动器。所述探针外壳也可以包含其他元件,例如位置传感器、逻辑电路或连接装置,以用于储存数据或与计算机或其他电子装置交换数据。超声波换能器是适用于发射和接收超声波的装置。可以用一个换能器或换能器阵列来形成超声波换能器,例如形成线性检测器。

[0032] 超声波换能器的对称轴是所述换能器的几何对称轴。所述超声波换能器的对称轴也是所述换能器发射超声波的所沿的方向。所述换能器的对称轴对应于所述换能器发射的超声波短脉冲的传播方向。

[0033] 根据本发明,所述超声波换能器在运动固定在所述探针外壳上,这表示所述超声波换能器相对于所述探针外壳没有相对运动。

[0034] 所述超声波换能器的一个端部可以固定在所述探针外壳的端部上。所述超声波换能器的另一个端部可以自由振动,以向待分析的介质发送超声波。

[0035] 可替代的是,所述超声波换能器可以利用探针尖端而附装至所述探针外壳。当探针尖端存在时,所述探针尖端可具有固定至所述探针外壳的端部的端部以及固定至所述超声波换能器的另一个端部。

[0036] 下文所给出的本发明的说明支持当超声波换能器直接固定至探针外壳时以及当超声波换能器通过探针尖端固定至探针外壳时的两种情况。这两种配置仅作为示例性实施方式给出,其他配置也是可以的。

[0037] 振动器是适用于移动探针外壳内的物体的装置。例如,振动器可以以1至5000Hz之间的某个频率使物体振荡。

[0038] 由于探针自身的移动是因探针外壳内的物体的移动而产生的,因此根据本发明的探针可以视为惯性探针。根据本发明的探针不包括外部机械可移动部件。

[0039] 根据本发明的探针是瞬时弹性成像探针。这表示其适用于对组织施加瞬时剪切波以进行检测,并通过以较高的重复率发送超声波分析剪切波的传播。

[0040] 由探针的移动在组织内产生剪切波,所述探针的移动使超声波换能器推压组织。通过对介质表面施加低频脉冲,生成剪切波。例如,所述脉冲可具有位于在1Hz至5000Hz之间的中心频率 $f$ 处的一个周期的正弦曲线形状。

[0041] 施加至组织的低频脉冲的持续周期在 $1/2f$ 至 $20/f$ 之间。

[0042] 以100Hz至 $100 \times 10^3$ Hz之间的重复率发射超声波短脉冲。

[0043] 通过在介质内以较高的重复率发送超声波脉冲或束,并通过检测背向散射的超声波信号,来检测剪切波的传播。实际上,组织包含不均匀性或能够部分反射超声波脉冲的粒子。

[0044] 通过记录和分析后续的回向散射信号,可以计算组织因剪切波的传播而引起的位移。然后,就能推导出剪切波的性质。例如,剪切波的传播速度与粘弹性介质的硬度直接相

关。

[0045] 本发明所描述的探针的优点在于控制超声波换能器的实际运动。实际上,超声波换能器被固定至探针外壳,在超声波换能器和探针外壳之间不存在相互运动。这样就可以监控探针外壳的运动,其对应于超声波换能器的实际运动。为了控制组织内所产生的瞬时剪切波的形状,测量超声波换能器的实际运动是很重要的。例如,可以利用安装在探针自身上的加速度计测量探针的运动。

[0046] 换言之,与传统的VCTE探针中的做法相反的是,本发明在地球参照系中测量超声波换能器的运动。实际上,在根据现有技术的VCTE探针中,是在探针外壳的参照系中测量超声波换能器的运动,且仅测量超声波换能器相对于探针外壳的相对运动。

[0047] 具体而言,通过控制回路并将探针外壳的运动用作反馈信号,可以确定探针外壳内部由振动器致使的物体运动。这样就可以在施加剪切波期间对操作者的手的运动直接进行补偿。

[0048] 操作者不需要施加精确的力以补偿探针的反冲力。结果,对于探针的操作者而言,测量粘弹性介质的硬度变得简单。此外,硬度测量值更具重现性。

[0049] 根据现有技术中的做法,仅测量超声波换能器相对于探针外壳的相对运动,其不能将探针的反冲力考虑在内。结果,即使尖端的相对运动遵循正弦曲线轨迹,施加至病人身体的有效低频脉冲也可能因探针的反冲力而呈不同的形状。

[0050] 根据本发明,与病人身体接触的超声波换能器与探针外壳一起运动。检测探针外壳的运动等效于检测探针尖端的运动。探针外壳的运动被用作用于振动器的反馈。实际上,振动器的振荡振幅可以被调整以获得与病人身体接触的探针尖端的期望运动。此外,根据本发明的探针中没有外部可移动部件,从而不需要频繁的机械校准。

[0051] 由于本发明的装置包括发出接触就绪信号的信号生成器,操作者不激活超声波信号直至信号生成器发出接触就绪信号。因此,所述装置确保了超声波换能器所发射的超声波信号功率仅在必要时被使用,且对于病人而言尽可能低。

[0052] 信号生成器基于超声波换能器和病人身体之间的接触力发出所述接触就绪信号。可以用探针上设置的力传感器测量接触力。仅在测量的接触力满足预定条件时才发出接触就绪信号。例如,测量的接触力必须大于最小接触力阈值。当满足上述条件时,探针被认为与待测量的粘弹性介质接触。可替代的是,可以仅当接触力在最小接触力阈值和最大接触力阈值之间时发出接触就绪信号。

[0053] 此外,考虑到仅当超声波探针的换能器接触待测量的粘弹性介质时接触就绪信号才被设定,因此装置的测量是精确而可重现的,与装置的操作者无关。实际上,对于现有技术的装置而言,即使在附装至超声波探针的尖端的换能器未接触待测介质时,操作者也能产生超声波信号,这会造成不精确或错误的测量。实际上,利用现有技术的装置实现的测量依赖于操作者,尤其依赖于探针和病人身体之间的接触。

[0054] 除了接触就绪信号,根据本发明的装置还构造为发射测量就绪信号。仅当US换能器和组织之间的接触力在最小和最大测量力阈值之间时发射测量就绪信号。当满足该条件时,发出测量就绪信号,并自动或手动地触发粘弹性测量。换言之,仅当发出测量就绪信号时向组织施加低频脉冲。

[0055] 根据本发明的第一方面的装置还可以具有单独或根据所有技术上可能的组合进

行考虑的以下一个或多个特征：

- [0056] -信号生成器,被构造并设置为发出测量就绪信号;
- [0057] -力传感器,被构造并设置为测量由超声波探针对待测量的粘弹性介质施加的力,当所述超声波探针在所述粘弹性介质上施加的力大于最小接触力阈值时,所述信号生成器设定所述接触就绪信号,且当所述超声波探针施加的力大于最小测量力阈值时,所述信号生成器设定所述测量就绪信号;
- [0058] -所述最小接触力阈值在0.1N至1.0N之间;
- [0059] -所述最小测量力阈值在1.0N至6.0N之间;
- [0060] -当所述超声波探针在所述粘弹性介质上施加的力小于最大测量力阈值时,所述信号生成器设定所述测量就绪信号;
- [0061] -所述最大测量力阈值在6.0N至20.0N之间;
- [0062] -所述最小接触力阈值等于0.5N;
- [0063] -所述最小测量力阈值等于4.0N;
- [0064] -所述最大测量力阈值等于8.0N;
- [0065] -当所述力传感器测量的力在最小接触力阈值和最大接触力阈值之间时,设定所述接触就绪信号;
- [0066] -根据前述权利要求任一项所述的装置,其特征在于,所述超声波换能器利用探针尖端固定至探针外壳,所述探针尖端具有固定至所述探针外壳的第一端部,以及固定至所述超声波换能器的第二端部;
- [0067] -根据前述权利要求任一项所述的装置,其特征在于,所述探针尖端是可更换的;
- [0068] -所述探针包括位置传感器,且所述探针包括被构造为基于从所述位置传感器接收的信号控制振动器的控制回路;
- [0069] -所述力传感器为电容型传感器或施加力传感器;
- [0070] -所述装置包括用于仅当测量就绪信号被设定时触发粘弹性介质的粘弹性的测量的装置;这些装置包括接收所述接触就绪信号和所述测量就绪信号的电子微芯片或电子微处理器;如果要求获取信号,则所述微芯片或微处理器在所述测量就绪信号被设定时触发粘弹性的测量;
- [0071] -所述振动器或电动致动器被构造并设置为仅当所述测量就绪信号被设定时产生所述超声波探针的低频脉冲位移;
- [0072] -包括在所述探针中的力传感器被构造并设置为测量由所述超声波探针对待测量的粘弹性介质施加的力,当所述力传感器测量的力满足以下条件时,所述信号生成器设定所述接触就绪信号和/或测量就绪信号:
- [0073] -对于所述接触就绪信号,所述力传感器测量的力大于最小接触力阈值,
- [0074] -对于所述测量就绪信号,所述力传感器测量的力大于最小测量力阈值。此外,在一个非限制性实施方式中,当力检测模块测量的力小于最大测量力阈值时,设定所述测量就绪信号;
- [0075] -所述超声波换能器被构造并设置为当所述接触就绪信号被设定时,激活超声波信号的发射;
- [0076] -所述装置包括显示超声波图像的显示单元,所述显示单元被构造并设置为仅当

所述接触就绪信号被设定时刷新所述超声波图像；

[0077] -所述装置被包括构造并设置为仅当所述接触就绪信号被设定时刷新的引导指示符；

[0078] -所述超声波探针包括至少一个发光二极管，所述超声波探针被构造并设置为仅当所述接触就绪信号被设定时点亮所述发光二极管；

[0079] -所述装置包括装置命令，仅当所述接触就绪信号被设定时可以访问所述装置命令；

[0080] -所述装置构造并设置为当所述接触就绪信号被设定时停用所述装置的组合治疗；

[0081] -所述装置构造并设置为当所述接触就绪信号被设定时激活所述装置的组合治疗；

[0082] -所述超声波换能器利用探针尖端固定至探针外壳，所述探针尖端具有固定至所述探针外壳的第一端部和固定至所述超声波换能器的第二端部；

[0083] -所述装置被构造并设置为仅当所述测量就绪信号被设定时触发对待测量的粘弹性介质施加低频脉冲；

[0084] -所述探针包括位置传感器，且所述装置包括被构造为基于从所述位置传感器接收的信号控制所述振动器的控制回路；

[0085] -所述力传感器为电容型传感器或施加力传感器；

[0086] 本发明的第二方面涉及一种测量粘弹性介质的粘弹性的方法，所述介质在遭受超声波脉冲后具有超声波信号，所述方法包括以下步骤：

[0087] -将超声波探针的超声波换能器定位为接触待测量的粘弹性介质，

[0088] -当所述超声波探针的所述换能器接触所述待测量的粘弹性介质时生成接触就绪信号，利用被构造并设置为发出接触就绪信号的信号生成器来发出所述接触就绪信号。

[0089] 根据本发明的一个方面的方法还可以具有单独或根据所有技术上可能的组合进行考虑的以下一个或多个特征：

[0090] • 所述方法包括测量由所述超声波探针对所述待测量的粘弹性介质施加的力的步骤，力的测量结果由被构造并设置为测量由所述超声波探针对所述待测量的粘弹性介质施加的力的力传感器来确定，当所述超声波探针施加的力高于最小接触力阈值时，所述信号生成器设定所述接触就绪信号设定，当所述超声波探针施加的力高于最小测量力阈值或在最小和最大测量力阈值之间时，所述信号生成器设定所述测量就绪信号。

[0091] • 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时发射超声波脉冲的步骤；

[0092] • 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时显示定位装置的步骤；定位装置是由操作者使用的用于定位所述待测粘弹性组织的工具；定位装置的示例为图像、引导工具或其他指示符；

[0093] • 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时刷新图像的步骤；

[0094] • 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时刷新引导工具的步骤；

[0095] • 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时访问所述装置的存储器的步骤；

[0096] • 所述方法包括仅当所述接触就绪信号和所述测量就绪信号被设定时点亮LED的步骤；

- [0097] • 所述方法包括仅当所述接触就绪信号和所述测量就绪信号被设定时触发粘弹性测量的步骤；
- [0098] • 所述方法包括仅当所述接触就绪信号和所述测量就绪信号被设定时访问命令的步骤；
- [0099] • 所述方法包括仅当发出所述接触就绪信号时停用其他治疗的步骤，以及当未发出所述接触就绪信号时激活其他治疗的步骤。

### 附图说明

- [0100] 附图用于对本发明提供进一步的理解，并组成本说明书的一部分，以阐释本发明的多个方面，并且与文字描述一起解释本发明的原理：
- [0101] -图1a显示了根据现有技术的瞬时弹性成像装置；
- [0102] -图1b显示了根据现有技术的压力受控超声波探针；
- [0103] -图2显示了根据本发明的一个方面的、用于测量粘弹性介质的粘弹性的装置的示例；
- [0104] -图3显示了根据图2的装置的实施方式；
- [0105] -图4显示了根据本发明的一个方面的用于测量粘弹性介质的粘弹性的方法的步骤。

### 具体实施方式

- [0106] 本发明的第一方面提供一种用于测量粘弹性介质的粘弹性的装置DEV，所述介质在超声波照射后具有超声波信号。具体而言，本发明的装置DEV可以以即时且非侵入的方式量化肝脏纤维化。
- [0107] 根据被选择为阐释本发明的一个方面并如图2所示的示例，装置DEV包括超声波探针1。图2显示了探针1的截面图。
- [0108] 超声波探针1包括：
- [0109] • 包含至少一个振动器或电动致动器VIB的探针外壳PC；在一个特定实施方式中，振动器VIB包括固定部分FIX和可移动部分MOV；
- [0110] • 第一垂直杆F1、第二垂直杆F2和水平杆F，被构造为将振动器VIB的固定部分FIX固定至探针外壳PC；
- [0111] • 具有对称轴A的超声波换能器US；
- [0112] • 位置传感器POS，包括加速度计ACC，且被构造为测量作为关于时间的函数的所述探针外壳PC的位置或位移，所述位置传感器与对所述位置传感器POS提供的数据进行分析并控制所述振动器VIB的控制回路协同操作；所述位置传感器用于根据加速度、速度、或优选为位移或位置的函数控制所述探针的振动；
- [0113] • 探针尖端PT，具有固定至所述探针外壳PC的前端的第一端部PTE1以及固定至所述超声波换能器US的第二端部的PTE2，探针外壳PC的前端是被放置于所述组织附近的探针外壳的端部；
- [0114] • 力传感器FS，设置在探针尖端和探针的剩余部分之间，并且设置在探针尖端PT上且在超声波换能器US附近，力传感器FS利用图1未显示的连接装置连接至信号生成器9；

力传感器FS被构造并设置为测量探针1在待测量粘弹性组织上所施加的接触力；

[0115] • 用于将所述位置传感器POS连接至控制回路和振动器VIB的连接装置，用于将超声波换能器US和力传感器FS连接至装置DEV的其他组件的连接装置；

[0116] • 被构造并设置为显示超声波图像的显示单元7，

[0117] • 被构造并设置为启动超声波探针1的按钮8，

[0118] • 被构造并设置为发出接触就绪信号、或测量就绪信号、或发出接触就绪信号和测量就绪信号两者的信号生成器9。

[0119] 所述装置DEV进一步包括：

[0120] -被构造并设置为由操作者控制装置DEV的装置控制器10，

[0121] -被构造并设置为将超声波探针1链接至装置控制器10的电缆11。

[0122] 在以下描述中，我们以肝脏作为测量其粘弹性的粘弹性介质的示例。

[0123] 具体而言，本发明的装置DEV的信号生成器9被构造并设置为当超声波探针1的换能器US接触待测量的粘弹性介质时，发射接触就绪信号。生成接触就绪信号使得可以在与装置的操作者无关的情况下获得肝脏的准确且可重现的粘弹性测量结果。

[0124] 根据本发明的一个方面，利用力传感器FS来确定接触就绪信号。实际上，当超声波探针1对病人的皮肤施加的力大于最小接触力阈值时，信号生成器9生成接触就绪信号。具体而言，力传感器FS适用于测量探针1对病人的皮肤施加的力。

[0125] 根据一个实施方式，当力传感器FS测量的力大于最小接触力阈值时，信号生成器9发出接触就绪信号。

[0126] 根据一个实施方式，最小接触力阈值在0.1N至1N之间。

[0127] 根据一个实施方式，用于接触力的最小阈值为0.5N。该最小的力级别是用于检测探针的尖端与待测量的粘弹性组织之间的接触。

[0128] 优选地，利用最小接触力阈值使得可以控制探针和粘弹性介质之间的接触，例如为了避免在未使用探针时发射超声波。

[0129] 根据一个实施方式，当力传感器FS测量的力小于最大接触力阈值时，信号生成器9发出接触就绪信号。

[0130] 优选地，接触就绪信号使得可以防止操作者对病人身体施加过大的力进而伤害病人。

[0131] 优选地，接触就绪信号使得可以防止探针1因对病人身体施加很高的力而损坏。

[0132] 根据一个实施方式，当力传感器FS测量的力大于最小测量力阈值时，信号生成器9发出测量就绪信号。

[0133] 优选地，最小测量力阈值是必要的，以便有效地将剪切波传送到所述粘弹性介质中，并获得所述组织的粘弹性的可靠测量值。

[0134] 根据本发明的一个实施方式，当所述力传感器FS测量的力在最小测量力阈值和最大测量力阈值之间时，信号生成器9发出测量就绪信号。

[0135] 根据一个实施方式，所述最小测量力阈值在1.0N至6.0N之间，所述最大测量力阈值在6.0N至20.0N之间。

[0136] 优选地，该力阈值的范围使得测量条件可以与超声波换能器的大小以及病人的体型相适应。例如，对于肥胖的病人，可以选择较大的超声波探针和较高的力阈值，以便准确

地施加用于弹性成像测量的低频脉冲。

[0137] 根据一个实施方式,最小测量力阈值等于4N,最大测量力阈值等于8N。

[0138] 仅当信号生成器9发出测量就绪信号时,触发粘弹性测量。优选地,当满足与测量力阈值相关的条件且发出测量就绪信号时,低频脉冲被有效地施加至粘弹性组织,且低频脉冲的形状被精确控制。

[0139] 装置DEV包括用于仅当设定测量就绪信号时触发粘弹性介质的粘弹性的测量装置;这些装置包括接收接触就绪信号和测量就绪信号电子微芯片或电子微处理器;如果要求获取信号,则当所述测量就绪信号被设定时,微芯片或微处理器触发粘弹性的测量。用于触发测量的装置可内置于装置控制器10中。

[0140] 优选地,当满足与测量力阈值相关的条件并发出测量就绪信号时,假设皮下组织和肝脏之间的阻抗匹配,则剪切波被有效地引入病人身体中。

[0141] 根据本发明的一个实施方式,力传感器FS为电容型传感器或施加力传感器。

[0142] 该实施方式的一个优点在于精确地测量探针1对病人身体施加的力。

[0143] 根据本发明的一个实施方式,探针1包括位置传感器POS,且装置DEV包括被构造为基于从所述位置传感器(POS)接收的信号控制振动器(VIB)的控制回路。

[0144] 控制回路可内置于探针1或装置控制器10中。在实践上,控制回路设置振动器VIB的运动参数,以获得目标低频脉冲。位置传感器POS所测量的探针1的位置被用于控制回路的反馈信号。

[0145] 该实施方式的一个优点在于精确地控制施加至病人身体的低频脉冲的形状。此外,探针1没有外部移动部件,因而不需要频繁的机械校准。

[0146] 图3为探针1的截面图的具体呈现,探针1进一步包括从第一杆F1延伸至移动部MOV的第一弹簧K1和从第二杆F2延伸至移动部MOV的第二弹簧K2;

[0147] 根据一个实施方式,探针外壳PC呈圆柱状,轴A为所述圆柱的轴。可替代的是,探针外壳呈具有轴A的回旋体状。

[0148] 探针外壳的尺寸被选择以获得手持式探针。根据该实施方式,所述圆柱的周长在120mm至160mm之间。

[0149] 轴A为超声波换能器US的对称轴。例如,在圆柱形超声波换能器的情况中,轴A为形成换能器的圆柱体的轴。轴A还标识超声波换能器US所发射的超声波短脉冲的传播方向。

[0150] 根据另一个实施方式,所述探针外壳PC可以具有适于在测量期间被操作者的手握持的任意形状。例如,所述探针外壳PC可具有图5所示的标准弹性成像探针形状。

[0151] 振动器VIB位于探针外壳PC内部,并由两个元件形成:移动体MOV和固定元件FIX。所述振动器VIB设置为使所述移动体MOV运动,从而导致整个探针1沿轴A运动。

[0152] 我们将垂直于轴A的方向定义为垂直方向,将平行于轴A的方向定义为水平方向。

[0153] 根据一个实施方式,固定部FIX被由第一垂直杆F1、水平支撑杆F以及第二垂直杆F2形成的保持装置保持于适当位置。第一和第二垂直杆F1和F2固定至所述探针外壳。水平支撑杆F从第一垂直杆F1延伸至第二垂直杆F2。

[0154] 可替代的是,可以只存在一个垂直杆F1或F2,用于支撑所述水平杆F和所述振动器VIB。

[0155] 保持装置F1、F和F2阻挡固定部FIX,固定部FIX随后被固定至所述探针外壳PC。也

可以使用适于将振动器VIB的固定部FIX固定至探针外壳PC的保持装置的任意其他结构。

[0156] 移动部MOV分别通过两个弹簧K1和K2分别与第一和第二垂直杆F1和F2分离开。第一弹簧K1从第一垂直杆F1延伸至移动部MOV,第二弹簧从第二垂直杆F2延伸至移动部MOV。

[0157] 当被振动器VIB致动时,移动部MOV沿水平杆F滑动。水平杆F支撑振动器VIB的固定部FIX和移动部MOV两者。

[0158] 两个弹簧K1和K2支撑移动部MOV,并在所述移动部MOV被设置为运动时起回弹力的作用。

[0159] 值得注意的是,移动部MOV在探针外壳PC内部振荡。振动器VIB不移动惯性探针1的任何外部部件。

[0160] 根据图2所示的实施方式,移动体MOV是永磁体,固定部FIX为线圈。当对线圈FIX施加电势时,在线圈FIX和磁体MOV之间施加力,并产生移动体MOV沿轴A的振荡。

[0161] 由于线圈和磁体之间的电磁力以及弹簧K1和K2施加的回弹力两者的作用,因此移动体MOV的运动引起探针外壳PC的运动。该运动可被描述为动量守恒定律的结果,移动体MOV的运动决定了探针外壳PC的反冲力。

[0162] 因此,整个惯性探针1设置为运动,且超声波换能器US推压病人身体。

[0163] 该结构的优点为,超声波换能器US相对于待分析组织的运动直接由振动器VIB确定,且能被准确地控制。换言之,假设超声波换能器US相对于探针外壳PC不存在相对运动,则超声波换能器US的位移幅度与探针外壳PC的运动幅度一致。因此可以准确地控制施加至组织的低频脉冲的形状。

[0164] 根据本发明,存在将超声波换能器US固定至探针外壳PC的多种可用方案。

[0165] 根据一个实施方式,超声波换能器US可以直接固定至探针外壳PC。可替代的是,超声波换能器US可以固定至力传感器FS,力传感器FS再附装至探针外壳PC。

[0166] 该实施方式的优点在于,该结构易于实现。此外,力传感器FS直接与超声波换能器US接触,从而使检测探针外壳的形变更有效。探针外壳PC的形变是微观形变(micrometric deformation),并由超声波换能器US和待分析组织之间的接触引起。

[0167] 根据图2所示的实施方式,超声波换能器US固定至探针尖端PT,探针尖端PT包括第一端部PTE1。第一端部PTE1固定至探针外壳PC的前端。例如,探针尖端PT呈明显的圆柱形,如图1所示。

[0168] 例如,如图2所示,通过将探针尖端的第一端部PTE1插入力传感器FS中的外壳HOU中,探针尖端PT可锁定至探针外壳PC。探针尖端的第二端部PTE2固定至超声波换能器US。

[0169] 该实施方式的优点在于,探针尖端PT易于更换。换言之,可以使用具有不同超声波换能器US的不同的探针尖端PT,以便使所发射的超声波束的特性与组织或病人身体的特性相适应。

[0170] 根据一个实施方式,利用位置传感器POS测量惯性探针1的运动。

[0171] 该实施方式的优点在于直接测量探针外壳PC的运动幅度,该运动幅度与超声波换能器US的运动幅度相同。实际上,根据本发明,超声波换能器US相对于探针外壳PC不存在运动是可能的。也就是说,超声波换能器US在探针外壳PC的参照系中静止不动。

[0172] 在图3所示的实施方式中,位置传感器POS由加速度计ACC和执行双重时间积分(double temporal integration)的电路DI形成。双重积分器DI根据测量的加速度给出探

针的位置 $r$ 。

[0173] 本发明也可以使用能根据测量的加速度计算位置 $r$ 的任意电路。

[0174] 优选的是,位置传感器POS提供对超声波换能器US的位移的直接测量。也就是说,位置传感器POS直接测量施加至组织的低频脉冲的形状,以便在组织内产生瞬时剪切波。

[0175] 探针1然后用于与能驱动振动器VIB的控制回路协作,以便获得预定义的低频脉冲形状。举例来说,控制回路可以内置在Fibroscan®装置中。

[0176] 然后,位置传感器POS所测量的位置 $r$ 被用于控制振动器VIB的反馈信号。根据一个实施方式,位置 $r$ 被馈送给控制移动体MOV的振荡的幅度和频率的控制回路。

[0177] 得益于这种设置,可以直接控制超声波换能器US的运动,并向病人身体施加良好定义的低频脉冲。

[0178] 根据图3所示的实施方式,探针1还包括用于在位置传感器POS、控制回路和振动器VIB之间传输电信号的连接装置。所述连接装置还包括用于传递所需的电力的装置,以操作振动器VIB、超声波换能器US和其他内置设备。所述电力传递装置在图3中未显示。

[0179] 根据图3所示的实施方式,力传感器FS为装备有至少一个应变仪SG或其他应力传感器的尖端保持器TH。图3的力传感器还适于接收并锁定探针尖端PT的端部。

[0180] 根据一个实施方式,连接位置传感器POS、控制回路和振动器VIB的装置可以是无线的。

[0181] 本发明的一个优点是可以定义和精细控制施加至组织的低频脉冲。位置传感器POS测量超声波换能器US的实际运动。控制回路调节移动体MOV的振荡特性,以向病人的身体施加目标低频脉冲形状。

[0182] 在典型的瞬时弹性成像应用时,施加至病人身体的低频脉冲呈正弦曲线形,其中心频率在1Hz至5000Hz之间,峰-峰振幅在10 $\mu$ m至20mm之间,且持续周期在100 $\mu$ s至20s之间。超声波脉冲的重复率在100Hz至100000Hz之间。

[0183] 根据一个实施方式,峰-峰振幅在50 $\mu$ m至5mm之间。

[0184] 通过使换能器推压组织,探针外壳PC的运动被传输至组织。由于探针1也是与操作者的手动态连接的事实,因此难以确定US换能器相对于组织的实际运动。操作者的手的运动不可避免地改变了施加至病人身体的低频脉冲的形状。

[0185] 本发明通过消除超声波换能器US相对于探针外壳PC的运动,并利用位置传感器POS测量探针外壳PC自身的位置,解决了该问题。测量的位置被用作振动器VIB的参数的反馈。然后调节振动器VIB的参数,直至获得预定义的低频脉冲形状。

[0186] 也就是说,探针1没有外部机械可移动部件。于是,探针1是惯性探针,其运动由位于探针外壳内的物体MOV的运动决定。由于不存在超声波换能器US相对于探针外壳PC的相对运动,因此测量探针外壳PC的位移幅度等效于测量超声波换能器US的位移。于是,探针1接着能直接测量施加至组织的低频脉冲的形状,并补偿操作者的手的可能存在的运动。没有外部可移动部件也免除了探针的频繁机械校准的必要。

[0187] 根据本发明的另一个实施方式,移动部MOV的质量等于或大于惯性探针1的总质量M的四分之一。

[0188] 该实施方式的一个优点是,可通过简单地改变移动部MOV的运动,就使得可以有效地控制惯性探针1的整体运动。也就是说,如果移动部MOV的质量较小,则它对整个惯性探针

1的运动的影响就因动量守恒定律而较小。于是,对尖端的运动的控制就不太有效了。

[0189] 根据一个实施方式,US换能器是盘状超声波换能器。

[0190] 该形状的一个优点是可以以极高的对称性发射超声波束。高对称性的情况简化了超声波束和剪切波的传播的计算。

[0191] 根据本发明的一个方面,力传感器FS包括处理器,所述处理器适于计算并向信号生成器9发送所施加的力。

[0192] 根据本发明的一个方面,当接触就绪信号被设定时,超声波探针1被构造并设置为点亮所述超声波探针1的至少一个发光二极管(LED)。实际上,点亮LED是用于向操作者通知超声波探针1已经与病人的皮肤正确地接触,从而操作者停止增大对所述病人的皮肤施加的力。

[0193] 根据本发明的另一个方面,信号生成器9上的声学指示器被构造并设置为向用户指示接触就绪信号已被设定。

[0194] 除此以外,根据本发明的一个方面,当接触就绪信号被设定时,换能器US被构造并设置为发射超声波信号。

[0195] 装置控制器10被构造并设置为控制换能器US所产生的超声波信号的频率。

[0196] 根据一个实施方式,装置控制器10还被构造并设置为通过控制回路并使用位置传感器POS所测量的位置用作反馈来控制振动器VIB的运动参数。

[0197] 由超声波探针1的超声波换能器US实现的超声波信号发射和接收使得能获得待分析介质的一部分的连续图像。因此,仅当换能器US接触待测量的粘弹性介质时,执行所述图像的产生。此外,超声波换能器US所获得的图像是一维的。根据未显示的本发明的一个方面,装置DEV包括可以任意方式放置的多个超声波换能器US,例如以线性(类似于超声棒(echographic rod))或蜂窝图案的方式。根据这种方式,装置DEV可以获得三维图像。因此,可以在待分析介质的不同区域中测量粘弹性。

[0198] 此外,根据本发明的一个方面,当接触就绪信号被设定时,也被称为“字母数字显示屏”的显示单元7被构造并设置为刷新超声波图像。实际上,超声波探针1的字母数字显示屏7被构造并设置为显示超声波图像。显示所述图像可以帮助操作者定位他想要进行粘弹性测量的区域。

[0199] 此外,根据本发明的一个方面,当接触就绪信号被设定时,引导指示符被刷新。“引导指示符”表示显示给操作者的指示符,用于帮助他定位最佳测量位置。

[0200] 此外,根据本发明的一个方面,当接触就绪信号被设定时,装置控制器10被构造并设置为限制访问装置控制器10的至少一个命令。

[0201] 除此以外,本发明的装置DEV的信号生成器9被构造并设置为发射测量就绪信号。实际上,施加在身体上的过高的力会对粘弹性测量结果造成偏差。

[0202] 根据本发明的一个方面,利用力传感器FS确定测量就绪信号。实际上,当超声波探针1对病人皮肤施加的力大于最小测量力阈值且小于最大测量力阈值时,信号生成器9产生测量就绪信号。

[0203] 根据本发明的一个方面,力传感器FS包括适于计算并向信号生成器9发送所测量的接触力的值。

[0204] 根据本发明的一个方面,当测量就绪信号被设定时,超声波探针1点亮至少一个发

光二极管(LED)。实际上,点亮LED是用于向用户通知他能产生低频脉冲了。

[0205] 根据本发明的另一个方面,信号生成器9上的声学指示器被构造并设置为向操作者指示以声音类型区分的接触就绪信号和/或测量就绪信号。

[0206] 根据本发明的一个方面,仅当信号生成器9发出测量就绪信号时,振动器VIB才进行运动,以施加低频脉冲。根据一个实施方式,装置控制器10基于位置传感器POS所提供的反馈信号,控制振动器VIB。

[0207] 具体而言,根据本发明的一个方面,装置控制器10被构造并设置为通过控制电动致动器VIB来控制振动器VIB在病人皮肤上产生的机械剪切波的功率。此外,装置控制器10被构造并设置为监控在介质中所产生的剪切波的数量。

[0208] 除此以外,根据本发明的一个方面,受装置控制器10控制的电动致动器VIB构造并设置为产生瞬时低频脉冲,其频率范围在约1Hz至约5000Hz之间。术语“瞬时低频脉冲”意指预定持续周期的机械应力,其频率在约1Hz至约5000Hz之间,峰-峰振幅在约10 $\mu$ m(微米)至20毫米之间,优选在约500 $\mu$ m至约5mm之间。所述应力的持续周期在约100 $\mu$ s至约20秒之间,优选在约5ms至约40ms(毫秒)之间。

[0209] 因此,受于装置控制器控制的电动致动器VIB可以提供能产生在时间和振幅上被完美控制的低频振动或应力的装置DEV。脉冲的波形被较好地控制,从而能获得更可靠的测量值,进而提高了系统的可重现性。此外,利用受控的电动致动器VIB,装置DEV的体积和重量减小。

[0210] 此外,具体而言,超声波换能器US构造并设置为发射和接收受装置控制器10控制的超声波信号。具体而言,装置控制器10被构造并设置为控制发射超声波信号的范围和频率。在向病人皮肤产生低频脉冲的同时,换能器US发射和接收超声波信号以追踪产生的剪切波的传播。追踪剪切波可允许通过确定介质的粘弹性来执行测量。实际上,剪切波具有特殊性质:其速度取决于其已经穿过的介质的粘弹性。肝脏越硬(因此纤维化程度越高),剪切波传播越快。

[0211] 此外,当装置DEV包括多于一个的换能器时,装置控制器10可以控制换能器的频率。

[0212] 此外,根据本发明的一个方面,超声波换能器US呈纵长状,例如椭圆形、矩形、圆柱形或椭球形,其长度在约2至约20毫米之间,优选约11毫米,且其宽度在约1至约10毫米之间,优选约5毫米。

[0213] 根据本发明的一个方面,超声波换能器US可优选为呈圆锥形或锥形,角度在约10至约80度之间。

[0214] 此外,根据本发明的一个实施方式,装置控制器10包括触摸屏、键盘以及可选的鼠标。此外,通过利用柔性电缆11链接至超声波探针1的装置控制器10允许操作者通过显示屏(也称为“操作者界面”)读取超声波探针1所提供的信息。

[0215] 在本发明的另一个实施方式中,装置控制器10可以删除测量值、和/或改变检测类型(弹性成像或B超)、和/或增加评论或测量值、和/或改变超声波增益和/或……。

[0216] 本发明还涉及一种利用上文所述的装置DEV测量粘弹性介质的粘弹性的方法MET,所述介质在超声波照射后具有超声波信号。

[0217] 图4显示了用于测量粘弹性介质的粘弹性的方法MET的步骤的示例。

- [0218] 如图3所示,方法MET包括将超声波换能器US定位100为接触待测量的粘弹性介质。
- [0219] 然后,方法MET包括操作者利用超声波探针1对待测量的介质施加第一力101。一般而言,对于评估肝脏纤维化而言,超声波换能器US在覆盖肋骨的部位施加力。
- [0220] 根据本发明的另一个方面,方法MET包括测量102超声波探针1对待测量的介质施加的第一力,然后将第一力的测量结果与最小接触力阈值进行比较。根据本发明的一个方面,最小接触力阈值等于0.5N。
- [0221] 根据本发明的另一个方面,方法MET包括将所测量的接触力与最大接触力阈值进行比较的步骤103。
- [0222] 然后,方法MET包括由信号生成器9基于所测量的接触力与预定义的力阈值的比较结果生成104接触就绪信号。我们回顾一下,当超声波探针1接触待分析介质时,接触就绪信号被设定。当接触力高于最小接触力阈值时发出接触就绪信号。根据一个实施方式,当接触力在最小和最大接触力阈值之间时发出接触就绪信号。
- [0223] 根据本发明的一个方面,方法MET包括点亮超声波探针1的至少一个发光二极管LED的步骤105,仅当接触就绪信号被设定时点亮所述LED。
- [0224] 根据本发明的一个方面,方法MET进一步包括激活超声波信号的步骤106。因此,超声波换能器US发射和接收超声波信号以产生感兴趣区域的图像。我们注意到,仅当接触就绪信号被设定时,超声波换能器US激活超声波信号的发射和接收。
- [0225] 根据本发明的一个方面,方法MET包括仅当发出接触就绪信号时显示定位装置的步骤107a。定位装置是操作者用于定位待测量粘弹性组织的工具;定位装置的示例为图像、引导工具或其他指示符。
- [0226] 根据本发明的一个方面,方法MET包括刷新超声波图像的步骤107,仅当接触就绪信号被设定时,显示单元显示所述超声波图像。
- [0227] 根据本发明的一个方面,方法MET包括随后利用引导指示符进行引导的步骤108,仅当接触就绪信号被设定时,刷新所述引导指示符。
- [0228] 根据本发明的一个方面,方法MET包括当接触就绪信号被设定时限制访问由装置控制器10所提供的至少一个命令的步骤109。
- [0229] 根据本发明的一个方面,方法MET包括当接触就绪信号被设定时,由超声波探针1激活写入探针存储器的步骤110。
- [0230] 方法MET包括操作者利用超声波探针1对介质施加第二力111,第二力111大于第一力101。根据本发明的另一个方面,方法MET包括测量超声波探针1所施加的第二力。然后,将第二力的测量结果与最小测量力阈值进行比较。还可以将第二力的值与最大测量力阈值进行比较。
- [0231] 根据本发明的一个方面,最小测量力5阈值等于4.0N。根据本发明的一个方面,最大测量力阈值等于8.0N。
- [0232] 根据本发明的一个方面,方法MET包括如果测量的第二力大于最小测量力阈值,则利用信号生成器9生成111测量就绪信号。
- [0233] 根据本发明的一个实施方式,当测量的第二力在最小和最大测量力阈值之间时,信号生成器设定111测量就绪信号进行。
- [0234] 根据本发明的一个方面,所述方法包括当测量就绪信号被设定时点亮超声波探针

1的至少一个发光二极管LED的步骤112。

[0235] 根据本发明的一个方面,方法MET包括向病人的皮肤生成低频脉冲的步骤113。利用整个探针1的运动产生所述低频脉冲,所述运动由电动致动器VIB产生。所述电动致动器VIB受装置控制器10控制。仅当信号生成器9发出的测量就绪信号被设定时,才触发根据步骤113的施加低频脉冲。

[0236] 根据本发明的一个方面,方法MET进一步包括利用超声波换能器US发射和接收超声波信号以追踪剪切波的传播的步骤114,所述剪切波是通过向病人皮肤生成低频脉冲113而产生的。实际上,剪切波传播速度取决于传播介质的粘弹性。肝脏越硬,剪切波传播越快。通过超声波换能器US并通过对射频超声波信号使用互相关技术来测量在剪切波传播期间引起的肝脏内的位移。

[0237] 除此以外,根据本发明的一个方面,方法MET包括当接触就绪信号被设定时停用装置DEV的组合治疗的步骤115。在此,“组合治疗”表示在装置内组合的另一种类型的检查。例如,组合治疗为心电图ECG或B超成像。在本发明的一个非限制性实施方式中,装置DEV具有两个探针,每一个用于一种治疗:用于弹性成像的第一超声波探针,用于B超成像的第二超声波探针,也称为成像探针。在该情况下,接触就绪信号用于激活或停用这些探针中的一个。出于安全原因,很重要的一点是,不能超出给定应用所允许的最大声学输出功率。因此,很重要的一点是,不能同时用装置DEV的两个探针发射超声波信号。此外,同时使用两个探针(用于弹性成像的超声波探针和成像探针)无疑会在两种超声波信号的采集上产生伪数据,因为来自各探针的信号会干扰。在本发明的一个非限制性实施方式中,当接触就绪信号被设定时,停用一种治疗,而激活另一种治疗。

[0238] 方法MET包括如第2005/0203398号美国专利所描述的那样测量待分析介质的粘弹性的步骤116。

[0239] 此外,根据本发明的一个方面,在装置DEV和病人皮肤之间放置对于超声波透明的弹性中间介质(图中未显示)。根据本发明的一个方面,所述中间介质是聚丙烯酰胺型合成聚合物。此外,在所述中间介质和待研究的介质之间可放置粘性材料或胶水,以获得滑动界面或链接界面。除此以外,所述中间介质是创新性的,因为它不仅对于超声波是透明的,而且对于低频波也是透明的。所述中间介质被选择为使其弹性与待研究介质接近,以调节阻抗,并由此能将最大的能量发送给待研究介质。所述中间介质也可以被压缩,从而使得该中间介质的以非线性方式变化的弹性模量变得与待研究介质相近。这最后的建议更是用于测量介质的弹性的原创技术:它包括改变中间介质的弹性直至发送最大能量。这样获得的弹性接近于介质的弹性。

[0240] 根据本发明的一个方面,在标准回波描记模式下,以通常每秒获得组织或介质的20个超声波信号的方式使用超声波探针1。这些超声波信号的包络显示在字母数字显示屏7上。将当前信号编码为灰度和对数尺度,以形成称为A模图像的图像。所述信号可被并排放置以构成称为M模图像的图像,M模图像包含给定时间段内获得的超声波信号,例如5秒。根据本发明的一个方面,超声波探针1配备有定位系统,以知晓操作者在组织或介质表面移动超声波探针1时获得信号的位置,从而重建待测量介质的图像。除此以外,根据本发明的一个方面,仅当接触就绪信号被设定时,字母数字显示屏7刷新超声波图像。根据本发明的另一个方面,仅在装置控制器10的屏幕上显示超声波图像。

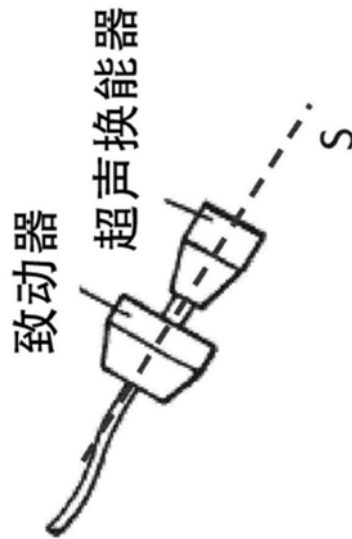


图1a

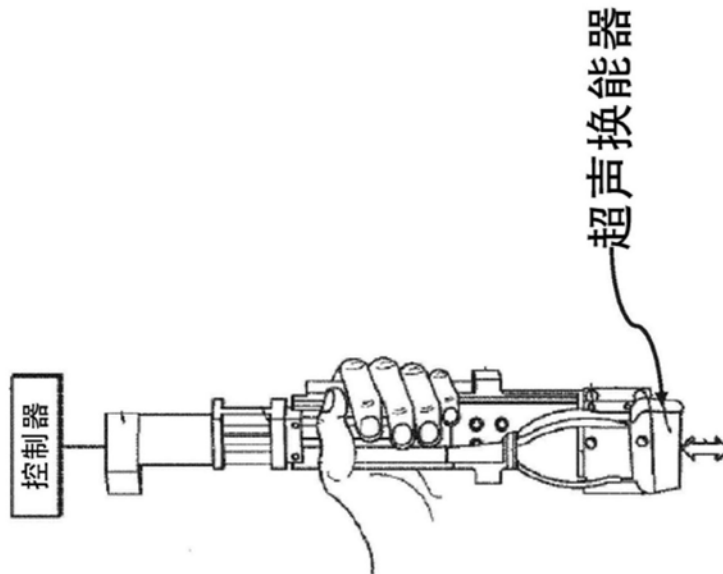


图1b

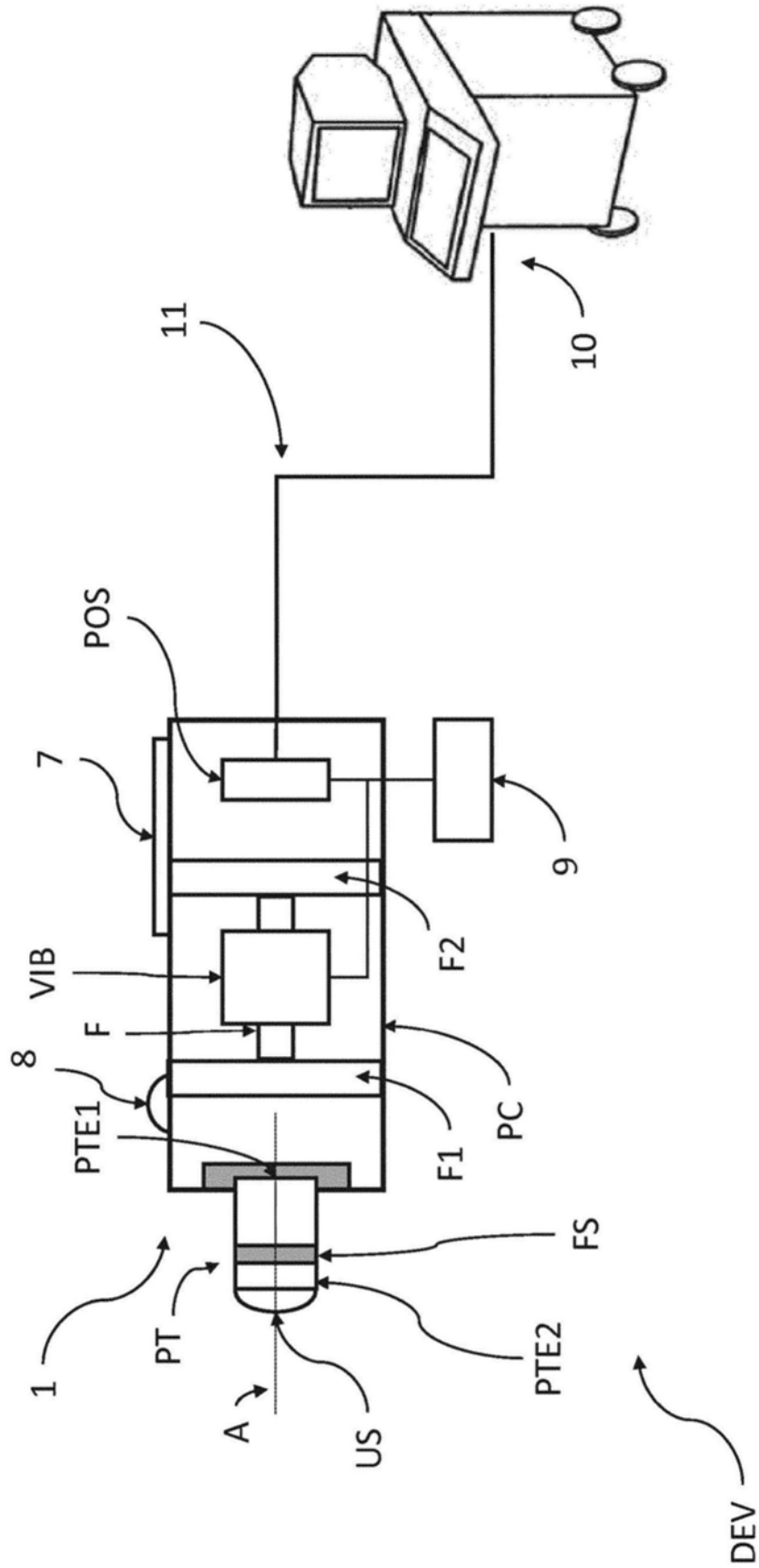


图2



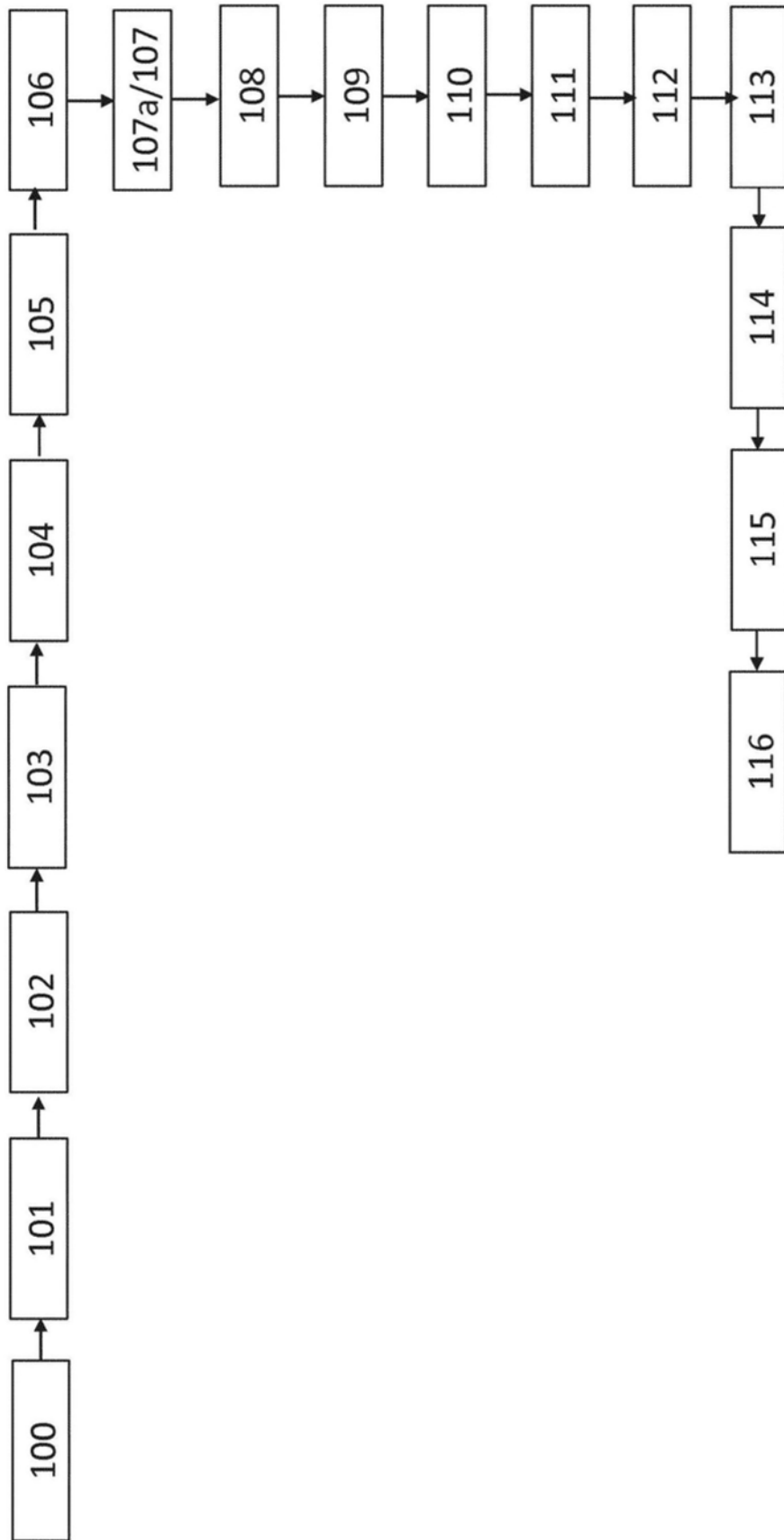


图4

专利名称(译)	用于测量粘弹性介质的粘弹性的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110520055A</a>	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201880022597.6	申请日	2018-03-26
[标]发明人	洛朗桑德兰		
发明人	洛朗·桑德兰		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/44 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/08 A61B8/4254 A61B8/429 A61B8/543 A61B8/4494		
代理人(译)	王玉双		
优先权	2017163075 2017-03-27 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种用于振动受控瞬时弹性成像，尤其是量化肝脏纤维化的装置(DEV)。该装置包括用于弹性成像的超声波探针(1)，超声波探针(1)包括探针外壳、具有对称轴(A)的至少一个超声波换能器(US)、振动器(VIB)以及力传感器(FS)，其中该振动器被布置为引起探针外壳沿超声波换能器的对称轴的移动，超声波换能器固定在该探针外壳上使得超声波换能器不相对于探针外壳运动，且其中该装置包括信号产生器(9)，被构造为当探针在待测量的粘弹性介质上施加的力大于最小接触力阈值时发出接触就绪信号。信号生成器还可构造为当所述力大于最小测量力阈值时发出测量就绪信号。

