



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102308207 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 10

(21) 申请号 200980156206. 0

G01N 29/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 12. 02

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

0858278 2008. 12. 04 FR

FR 2869521 A1, 2005. 11. 04, 第 1 页至第 21 页, 图 1 至图 9.

US 6425865 B1, 2002. 07. 30, 全文.

CN 1674827 A, 2005. 09. 28, 全文.

WO 2008/038184 A3, 2008. 04. 03, 全文.

US 2007/0080275 A1, 2007. 04. 12, 全文.

CN 101031243 A, 2007. 09. 05, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 08. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2009/052373 2009. 12. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/063951 FR 2010. 06. 10

审查员 李丽琴

(73) 专利权人 回波检测公司

地址 法国巴黎

(72) 发明人 L·桑德兰 M·博西西奥

C·巴斯塔尔

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华 杨移

(51) Int. Cl.

G01N 29/22 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

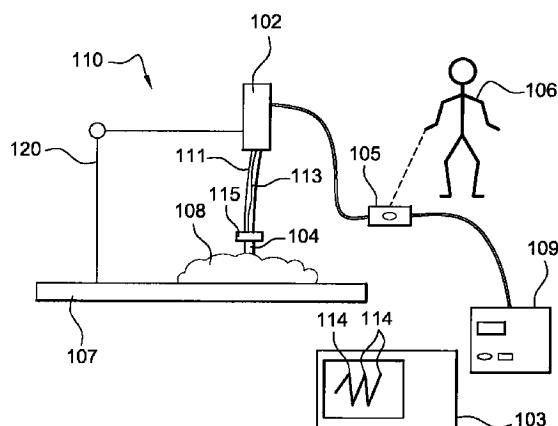
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

弹性测定设备和方法

(57) 摘要

本发明提供了一种用于定量地和/或定性地测量任何介质的粘弹性质的弹性测定设备(110), 所述设备的特征在于其包括可变形管(111), 所述可变形管(111)用于定位位于所述可变形管(111)的末端的所述超声波换能器(104)并且用于将所述超声波换能器(104)保持为使得在至少一次测量期间确保所述超声波换能器(104)与所述介质之间的垂直性和接触。



1. 一种用于定量地和 / 或定性地测量任何介质的粘弹性质的弹性测定设备 (110), 所述设备 (110) 包括:

- 振动发生器 (102), 用于生成至少一个低频弹性波;
- 超声波换能器 (104), 用于观测所述至少一个低频弹性波的传播;
- 触发器 (105), 用于触发至少一次测量;

所述至少一次测量包括以下步骤:

- 在介质中生成至少一个低频弹性波;
- 在生成至少一个低频弹性波的同时, 使用所述超声波换能器 (104) 发射和捕获高频超声波, 以观测所述至少一个低频弹性波的所述传播;

所述设备的特征在于, 其包括可变形管 (111), 位于所述振动发生器 (102) 和所述超声波换能器 (104) 之间, 所述可变形管 (111) 用于保持位于所述可变形管 (111) 的末端的所述超声波换能器 (104) 并且用于将所述超声波换能器 (104) 保持为使得在至少一次测量期间确保所述超声波换能器 (104) 与所述介质之间的垂直性和接触。

2. 根据前一权利要求所述的设备, 其特征在于, 所述设备 (110) 包括支撑件 (120), 所述支撑件 (120) 用于从空间上保持所述超声波换能器 (104)。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 其包括弹簧系统 (115), 所述弹簧系统 (115) 位于所述超声波换能器 (104) 与所述可变形管 (111) 之间。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述设备 (110) 包括至少一个杆 (121), 所述至少一个杆 (121) 能够将所述低频弹性波从所述振动发生器 (102) 传送到所述超声波换能器 (104)。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述设备 (110) 包括夹紧管 (117)。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述振动发生器 (102) 由振动台 (107) 形成。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述振动发生器 (102) 由扬声器类型的辅助设备形成。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述设备 (110) 包括微调系统 (112), 所述微调系统 (112) 用于旋转地和 / 或平移地调节所述超声波换能器的定位。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述振动发生器 (102) 位于所述超声波换能器 (104) 所位于的所述可变形管 (111) 的末端。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述振动发生器 (102) 位于所述超声波换能器 (104) 所位于的所述可变形管 (111) 的相对的末端。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述设备 (110) 包括至少一个高频超声波成像阵列 (116)。

12. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述设备 (110) 耦合到有机同步设备 (103)。

13. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 其特征在于, 所述超声波换能器 (104) 具有小于 3mm 的有效直径。

14. 一种用于定量地和 / 或定性地测量任何介质的粘弹性质的弹性测定方法, 其特征在于, 所述方法实现了根据前述权利要求中任一项的设备; 所述方法至少包括以下步骤:

- 通过使所述可变形管 (111) 变形, 将所述超声波换能器 (104) 定位为与所述介质垂直并且接触;

- 平移地和 / 或旋转地调节所述超声波换能器 (104) 的定位;

- 触发至少一次测量;

- 在至少一次测量期间将所述超声波换能器 (104) 保持在适当位置并且接触;

所述测量包括以下步骤:

- 生成至少一个低频弹性波;

- 在生成至少一个低频弹性波的同时, 使用所述超声波换能器 (104) 发射和捕获高频超声波, 以观测所述至少一个低频弹性波的所述传播;

- 计算与所述介质的所述粘弹性质有关的至少一个参数;

- 计算所述介质的所述粘弹性质。

15. 根据前一权利要求所述的方法, 其特征在于, 由所述可变形管 (111) 将所述超声波换能器 (104) 保持在适当位置并与所述介质接触。

16. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法, 其特征在于, 所述低频弹性波由用户按照与呼吸率和 / 或心率同步的方式起动而随机地触发。

17. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法, 其特征在于, 所述高频超声波传送在包括在 8MHz 与 100MHz 之间的频率范围上执行。

18. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法, 其特征在于, 所述低频弹性波是在包括在 50Hz 与 10000Hz 之间的频率范围上生成的。

19. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法, 其特征在于, 所述低频弹性波为大约 400Hz。

20. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法, 其特征在于, 所述至少一个低频弹性波是通过机械振动、机械压缩和超声波聚焦中的一个或多个生成的。

21. 根据权利要求 14 所述的方法, 其特征在于, 所述至少一个参数为在介质中引起的位移变化、变形、位移速度和变形速度中的一个或多个。

22. 根据权利要求 14 所述的方法, 其特征在于, 所述至少一个参数为与所述粘弹性质有关的任何参数。

23. 根据权利要求 17 所述的方法, 其特征在于, 所述高频超声波传送在包括在 10MHz 与 50MHz 之间的频率范围上执行。

弹性测定设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于测量任何介质的粘弹性质的设备和方法。

[0002] 本发明更具体地涉及一种用于定量地和 / 或定性地测量粘弹性质的设备和方法, 该粘弹性质诸如人或动物的生理组织的弹性和 / 或粘稠度。更具体地, 这种设备和这种方法适合于测量属于实验动物或来自组织样本的生理组织的粘弹性质。

背景技术

[0003] 为了测量组织粘弹性质, 已知的是使用脉冲调制的弹性测定, 正如在编号为 FR 2843290 的专利申请中所描述的那样。

[0004] 该文献提出了根据现有技术的设备 10 的实现 (图 1)。该设备 10 包括探针 1, 该探针 1 配备有振动发生器 2, 该振动发生器 2 例如通过振动在组织中生成低频弹性波, 并且在低频弹性波传播期间借助于由超声波换能器 4 发射和接收的高频超声波来分析该低频弹性波的传播。

[0005] 此外, 应当注意, 用户 6 手动地定位探针 1 以确保组织与超声波换能器 4 之间的持久接触。具有振动发生器 2 和超声波换能器 4 的所述探针 1 还包括用于控制它们的触发器 5。它们全都连接到计算机 9。

[0006] 这种设备适合于测量位于探针 1 所定位的表皮附近的大型器官 (例如人的肝脏) 的粘弹性质。

[0007] 然而, 这种设备具有缺陷。具体地, 该设备不适合于小型器官。事实上, 探针在附着乃至定位在器官附近或与器官接触时产生组织压缩 (组织的体积越小, 压缩现象越严重)。

[0008] 此外, 这种设备不适合于较小器官, 这是因为超声波换能器的尺寸非常大并且探针是近似且随机地定位的。

[0009] 这种情况的一个示例是老鼠, 老鼠的允许接近肝脏的表皮面积大约为 1cm^2 。该尺度限制不允许用户确保最优定位, 该最优定位不仅依赖于组织的尺寸而且依赖于个体之间和 / 或物种之间的差异。

[0010] 附加的缺陷在于用户一方面必须手动地保持超声波换能器与表皮之间的恒定且令人满意的接触, 从而使得超声波能够传播, 另一方面必须手动地保持最优的垂直性。

[0011] 然而, 为了触发低频弹性波, 用户按压触发器 5, 这引起探针与表皮之间在接触方面的变化, 由此打破垂直性, 并且实际上导致过高估计超声波换能器附近的测量。

[0012] 此外, 这种移动引发了测量的可重复性的问题。实际上, 一旦已经修改了超声波换能器的定位, 就不可能将超声波换能器再次定位在与进行第一次测量完全相同的位置处。对于在异质组织 (诸如肾脏) 上执行的测量而言, 这是非常有害的。

[0013] 另外, 除了其他因素以外, 由于接近于低频波发生源的场中的衍射现象而引起的对所测量的弹性的过高估计发生在一定厚度之上, 该厚度具体地依赖于该源的尺度、依赖于粘弹性质、依赖于介质、依赖于脂肪层的厚度以及依赖于低频弹性波。

[0014] 对于 50Hz 的低频弹性波的中心频率 f , 该厚度 (在此厚度以下就不可能进行测量

了) 大约为 20mm。为了补救这一问题,在计算粘弹性质时,不考虑关于该厚度(即 20mm) 的数据,从而阻止关于小于 20mm 的厚度的测量。

发明内容

[0015] 在这一上下文中,本发明的目的是提供一种使得可以克服上述问题的非侵入式设备,这是通过提出一种设备,借由该设备可以将超声波换能器精确地保持和定位为垂直与组织并且与组织接触,以便确定其粘弹性质。

[0016] 这种设备还由于其设计而是有利的,并且虽然其需要进一步知识和大量的发展,但是其提供了易用性和成本低廉的非侵入式设备。

[0017] 为此,本发明提供了一种用于定量地和 / 或定性地测量任何介质的粘弹性质的弹性测定设备,所述设备包括:

[0018] - 振动发生器,用于生成至少一个低频弹性波;

[0019] - 超声波换能器,用于观测所述至少一个低频弹性波的传播;

[0020] - 触发器,用于触发至少一次测量;

[0021] 所述至少一次测量包括以下步骤:

[0022] - 在介质中生成至少一个低频弹性波;

[0023] - 在生成至少一个低频弹性波的同时,使用所述超声波换能器发射和捕获高频超声波以观测所述至少一个低频弹性波的所述传播;

[0024] 所述设备的特征在于其包括可变形管,位于所述振动发生器和所述超声波换能器之间,所述可变形管用于保持位于所述可变形管的末端的所述超声波换能器并且用于将所述超声波换能器保持为使得在至少一次测量期间确保所述超声波换能器与所述介质之间的垂直性和接触。

[0025] 可变形管是指可在若干方向上自由移动的、没有角度限制的管,该管在其没有施加以任何应力来移动它的情况下保持其定位。

[0026] 介质可互换地称为组织。

[0027] 除在前面段落中已经提到的主要特征之外,根据本发明的设备可以具有下面列出的一个或多个附加特征,无论是单独地还是以所有技术上可能的组合来考虑:

[0028] - 所述弹性测定设备包括支撑件,所述支撑件从空间上保持超声波换能器;

[0029] - 所述弹性测定设备包括弹簧系统,所述弹簧系统位于所述超声波换能器与所述可变形管之间;

[0030] - 所述设备包括至少一个杆,所述至少一个杆能够将低频弹性波从所述振动发生器传送到所述超声波换能器;

[0031] - 所述设备包括夹紧管;

[0032] - 所述振动发生器由振动台形成;

[0033] - 所述振动发生器由扬声器类型的辅助设备形成;

[0034] - 所述弹性测定设备包括微调系统,所述微调系统用于旋转地和 / 或平移地调节所述超声波换能器的定位;

[0035] - 所述振动发生器位于超声波换能器所位于的所述可变形管的末端;

[0036] - 所述振动发生器位于超声波换能器所位于的可变形管的相对末端;

- [0037] - 所述设备包括高频成像超声波阵列；
- [0038] - 所述设备与有机同步设备耦合；
- [0039] - 所述超声波换能器具有小于 3mm 的有效直径。
- [0040] 本发明还涉及一种用于定量地和 / 或定性地测量任何介质的粘弹性质的弹性测定方法,其特征在於该方法实现了根据本发明的设备;所述方法至少包括以下步骤:
- [0041] - 通过使所述可变形管变形,将所述至少一个超声波换能器定位为垂直于所述介质并且与所述介质接触;
- [0042] - 平移地和 / 或旋转地调节所述超声波换能器的定位;
- [0043] - 触发至少一次测量;
- [0044] - 在至少一次测量期间将所述超声波换能器保持在适当位置并且接触;
- [0045] 所述测量包括以下步骤:
- [0046] - 生成至少一个低频弹性波;
- [0047] - 在生成至少一个低频弹性波的同时,使用所述超声波换能器发射和捕获高频超声波以观测所述至少一个低频弹性波的传播;
- [0048] - 计算与所述介质的粘弹性质有关的至少一个参数,诸如在介质中引起的位移变化和 / 或变形和 / 或位移速度和 / 或变形速度,或者更一般地,与粘弹性质有关的任何参数;
- [0049] - 计算介质的粘弹性质;
- [0050] 附加的有利特征在于在一系列测量期间由所述可变形管将所述超声波换能器保持在适当位置并且与介质接触。
- [0051] 有利地,低频弹性波由用户按照与呼吸率和 / 或心率同步的方式起动而随机地触发。
- [0052] 优选地,高频超声波发射在包括在 8MHz 与 100MHz 之间,优选地在 10MHz 与 50MHz 之间的频率范围之上执行。
- [0053] 类似地,低频弹性波是在包括在 50Hz 与 10000Hz 之间的频率范围之上生成的,所述低频弹性波可以为大约 400Hz。
- [0054] 此外,所述至少一个低频弹性波是通过机械振动和 / 或通过机械压缩和 / 或通过超声波聚焦生成的。

附图说明

- [0055] 根据以下对仅通过非限制性示例的方式在附图中图示的本发明的不同实施例的描述,本发明的这些以及其他特征和优点将变得更明显,附图中:
- [0056] - 图 1 是根据现有技术的设备 10 的简化的示意性表示。
- [0057] - 图 2 是根据本发明的用于确保至少一个超声波换能器的定位的设备的简化的示意性表示。
- [0058] - 图 3 是根据本发明的、配备有夹紧管的设备的简化的示意性表示。
- [0059] - 图 4 是根据本发明的、配备有钳状支撑件的设备的简化的示意性表示。
- [0060] - 图 5 是可以是弹性测定设备的一部分的、用于成像的超声波阵列的简化的示意性表示。

[0061] 出于清楚性方面的原因,已经用类似的参考标号来指定了相同元件。类似地,仅仅示意性地图示了对理解本发明有用的元件,其中没有考虑比例。

具体实施方式

[0062] 对于描述的其余部分,弹性测定是指用于测量粘弹性质的技术,其中振动发生器通过直接或间接地与组织接触来生成在该组织中传播的一个或多个低频弹性波。

[0063] 这种低频弹性波的临时形状可以是任意的,但更一般地是脉冲调制类型,瞬变的或周期性的(连续、单色)。

[0064] 这种振动一般地以机械方式获得,但还可以通过辐射压力、通过超声波过热或者通过身体的内部振动(心跳、脉搏等)来获得。

[0065] 此外,可以使用不同类型的单构件或多构件超声波换能器。以非限制性的方式,其可以例如是指环型、环形、2D 矩阵、线性或凸面阵列换能器,单构件、三构件、星型换能器等。

[0066] 此外,以非限制性的方式,实验动物具体地涉及两栖动物、鱼类、爬虫和哺乳动物,诸如小鼠、大鼠、兔子、猫、狗和猴子。

[0067] 图 1 示出了现有技术的设备。

[0068] 在图 2 中,示出了根据本发明的弹性测定设备 110、实验动物 108、台面 107、有机同步设备 103 以及用户 106,根据本发明的设备 110 包括:

[0069] - 可变形管 111;

[0070] - 至少一个超声波换能器 104;

[0071] - 支撑件 120;

[0072] - 振动发生器 102;

[0073] - 触发器 105;

[0074] - 同轴线缆 113,用于传送和接收超声波信号;

[0075] - 弹簧系统 115;

[0076] - 分析、处理和计算系统 109。

[0077] 可变形管 111 确保至少一个超声波换能器 104 的定位和保持并且确保低频弹性波的传送。更具体地,该管 111 在其变形时保持其定位。

[0078] 支撑件 120 确保保持:

[0079] - 可变形管 111;

[0080] - 用于生成低频弹性波的振动发生器 102;

[0081] - 用于超声波发射和捕获的至少一个超声波换能器 104。

[0082] 支撑件 120 使得可以在不需要用户 106 的任何干预的情况下保持上述部件。

[0083] 触发器 105 使得可以触发测量。

[0084] 位于例如可变形管 111 末端与超声波换能器 104 之间的弹簧系统 115 使得超声波换能器 104 与组织之间接触时可以补偿施加于组织上的应力。由此,在组织上不生成压缩应力。这使得可以避免对组织的粘弹性质的任何修改。

[0085] 在下面中,将根据本发明描述设备 110 的操作。

[0086] 第一步骤是将超声波换能器 104 定位为与待测量的组织接触或者与围绕所述组织的组织接触。

[0087] 为此,用户 106 使由支撑件 120 保持的可变形管 111 变形以便使得超声波换能器 104 尽可能地靠近组织。

[0088] 该可变形管 111 由于其结构而是有利的,其结构一方面使得可以在空间中容易地移动超声波换能器 104 而没有任何角度限制,另一方面保持所希望的定位从而使得可变形管 111 由于其延展性而不会变形。

[0089] 由此,可变形管 111 使得可以调节超声波换能器 104 的定位以便考虑超声波换能器 104 与待测量的组织的垂直性和接触。

[0090] 可变形管 111 的结构可以由以下各项形成:

[0091] - 由球形接头连接的多个元件;换言之,在此情况下,可变形管 111 由有节的管形成;

[0092] - 可弹性地变形的管,或者

[0093] - 更一般地,任何其他类型的管,其能够:

[0094] - 在不施加应力时保持其形状;以及

[0095] - 在施加应力时改变其形状。

[0096] 另外,根据由本发明提供的可能性,该设备耦合到外科导航系统(未图示),其中:

[0097] - 首先,使用使得能够观察到生理组织的 X 射线磁共振成像类型或任何其他成像类型的医学成像设备来定位待测量的感兴趣区域;

[0098] - 然后,以机电的、电动液压的、电动气动的或手动的方式定位超声波换能器 104。

[0099] 因此,这种定位使得用户 106 能够执行对粘弹性质的测量。

[0100] 所述测量包括:

[0101] - 使用振动发生器 102 生成至少一个低频弹性波;

[0102] - 在生成至少一个低频弹性波的同时,使用所述超声波换能器 104 发射和捕获高频超声波以观测所述至少一个低频弹性波的传播。

[0103] 为此,在测量期间,超声波换能器 104 应当:

[0104] - 保持与组织接触以便不丢失超声波信号并且以便在相同位置处进行至少一系列的测量。这通过可变形管 111 的特定结构来确保,该特定结构使得其可以保持其形状。

[0105] - 垂直地定位以避免过高估计该测量。这一特征通过可变形管 111 的没有任何角度限制的可变形结构来实现。

[0106] 具体地,较小器官或者可接近性减小的器官需要这种定位精度。

[0107] 经常会在诸如老鼠之类的较小的实验动物身上遇到这种很难接近的情况,例如,通常 8cm 长的成年野生老鼠具有体积大约为 1.5cm^3 的肝脏,然而,其大部分位于胸腔后面,从而迫使用户 106 在 10mm^2 与 1cm^2 之间的表皮面积之上执行测量,更具体地,在一般地在真皮以下 1mm 与 20mm 之间(优选地,2mm 到 6mm)的深度上执行测量。

[0108] 为此,在生成至少一个低频弹性波期间,振动发生器 102 经由柔性管 111 向超声波换能器 104 传送振动。如图 2、图 3 和图 4 所示,通过柔性管 111 将振动发生器 102 与超声波换能器 104 隔开。超声波换能器 104 具有小于或等于 3mm 的有效直径。这一较小直径首先允许将超声波换能器 104 定位在较小区域上,其次允许避免现有技术设备所遇到的衍射区。

[0109] 此外,在小于 20mm 的深度之上的测量需要生成如下低频弹性波,该低频弹性波具

有在 50Hz 与 10000Hz 之间,优选地在 100Hz 与 3000Hz 之间的中心频率,该频率通常可以为大约 400Hz。

[0110] 然后,为了观测低频弹性波的传播,单构件或多构件类型的超声波换能器 104 适于生成例如范围在 8MHz 与 100MHz 之间,优选地在 10MHz 与 50MHz 之间的高频超声波。

[0111] 这种测量由用户 106 经由触发器 105 触发,所述触发器通过线缆、通过 WIFI 类型的计算机网络或者通过允许传递数据的任何其他设备连接到振动发生器 102 和超声波换能器 104。

[0112] 由此,振动发生器 102 生成至少一个低频弹性波,这些低频弹性波可以由超声波换能器 104 本身或者由未图示的辅助设备(诸如扬声器)传送。

[0113] 此外,应当注意,心率和呼吸率自然地生成单色类型的低频弹性波。因此,在组织中有三种类型的低频弹性波彼此干扰,这些波通常可能由以下各项生成:

[0114] - 根据本发明的设备

[0115] - 心脏系统

[0116] - 呼吸系统

[0117] 根据现有技术的设备忽略了由呼吸率和/或心率生成的干扰。然而,这些生理现象产生参考系的移动,这种移动严重改变了对粘弹性质的测量,甚至使其变得不可能。

[0118] 在吸气期间,空气进入肺,肺的尺寸增加,然后,相反地,在呼气期间,肺的体积减小。该充气 and 排气的现象可以导致较大位移,并由此使测量失真。

[0119] 由此,根据现有技术的弹性测定设备限制了使用领域。该不可测量性在小动物身上是可观的,这是因为与人不同(人的呼吸率较低,即每分钟 16 次脉搏),实验动物的呼吸率非常高。更具体地,兔子每分钟几乎有 60 次脉搏,老鼠每分钟大约有 220 次脉搏。

[0120] 有利地,根据本发明的设备 110 提供如下可能性,即,使用心电图和/或肺同步器 103 来将低频弹性波的生成与生理频率同步,更普遍地称为有机同步。

[0121] 实际上,呼吸周期交替地包括吸气(在此期间空气进入肺)然后相反地呼气(在此期间空气从所述肺排出),引起大幅的组织位移以及组织扩展和压缩。

[0122] 因此,重要的是以确定的时间重复地发起测量,从而使得所获得的每个测量或者一系列的测量表示类似的感兴趣的区域。

[0123] 为此,本发明的设备可以耦合到有机同步设备 103,使得可以将测量与呼吸节律同步。

[0124] 在老鼠身上,这一实现是必需的和有利的,老鼠的肝脏具有 6 个叶(中叶、左叶、2 个右叶以及 2 个尾叶),该肝脏可以不仅具有有机异质性而且具有需要用户 106 在针对至少一系列测量的精确位置处执行测量的异质性。

[0125] 参考图 2,用户 106 可以例如触发与有机同步系统 103 同步的一系列测量,该有机同步系统 103 适于将低频弹性波触发到表示对应于最大吸气的最大波前的每个峰值 114。

[0126] 由此,由用户触发的测量仅在达到表示最大波前的峰值 114 时开始。

[0127] 然后,为了观测这些低频弹性波的传播,由超声波换能器 104 同时地发射和捕获高频超声波。

[0128] 这些高频超声波的范围一般在 8MHz 与 100MHz 之间,优选地在 10MHz 与 50MHz 之间。

[0129] 然后将这些数据传送给数据处理、计算和分析系统 109, 实时地告知用户 106 感兴趣的区域的粘弹性质。

[0130] 根据图 3 中示出的本发明实施例, 弹性测定设备 110 配备有夹紧管 117。

[0131] 由此, 由振动发生器 102 生成的低频激励经由位于夹紧管 117 内部的可变形管 111 被传送给超声波换能器 104。

[0132] 这种实现由于其可工作性而是有利的, 因为用户 106 手动地定位超声波换能器 104, 而不需要变更由可变形管 111 执行的从振动发生器 102 到超声波换能器 104 的低频弹性波传送。超声波换能器 104, 除其超声波发射和捕获功能之外, 还充当探针。

[0133] 另外, 支撑件 120 可以是如图 4 所示的钳型。

[0134] 该支撑件的最小尺寸便于弹性测定设备的处理和运输。

[0135] 如图 4 所示, 弹性测定设备可以包括微调系统 112, 以在不使可变形管 111 变形的情况下旋转地和 / 或平移地调节超声波换能器 104 的定位。

[0136] 根据图 4 中示出的由本发明提供的替代性方案, 经由位于可变形管 111 内的杆 121 将低频弹性波传送给探针 104。

[0137] 此外, 根据图 5 中示意性示出的根据本发明的设备 110 的附加替代性方案, 设备 110 配备有回声仪类型的超声波成像阵列 116, 使得用户可以确保将超声波换能器 104 定位在感兴趣的区域的轴上。

[0138] 为此, 本发明的设备可以包括至少一个超声波成像阵列 116 以及至少一个专用于弹性测定的超声波换能器 104。

[0139] 超声波换能器 104 在垂直于或基本上垂直于成像阵列平面图的方向上移动, 以便在介质中从振动发生器 102 传送至少一个低频弹性波。根据未图示的替代性方案, 超声波换能器可以沿 x 轴、y 轴和 / 或 z 轴和 / 或轮流地移动。

[0140] 高频回声阵列 116 告知用户器官的空间位置和移动, 因此使得其可以将探针 104 定位在感兴趣的器官的轴上。由此, 位于可变形管 111 的末端并与表皮接触的超声波换能器 104 用于观测表明生理组织的粘弹性质的低频超声波的传播。

[0141] 此外, 如图 5 所示, 高频超声波阵列 116 具有特定形状, 其目的是覆盖最优区域。出于这一目的, 所述形状可以是弯曲的、圆形的、椭圆形的、矩形的、三角形的或者是得到相同结果 (即由高频超声波覆盖一定区域) 的任何其他几何形状。

[0142] 用于实现图 5 中所图示的根据本发明的设备的可能步骤包括:

[0143] - 利用高频超声波成像阵列 116 对组织进行成像以确定感兴趣的区域的空间位置;

[0144] - 使用可变形管 111 将超声波换能器 104 定位在感兴趣的区域的轴上;

[0145] - 生成至少一个低频弹性波;

[0146] - 使用弹性测定换能器 104 同时地发射和捕获高频超声波以测量粘弹性质。

[0147] 根据本发明的有利的未图示的替代性方案, 所述高频超声波阵列 116 包括多个元件, 所述元件一方面可以用于对环境进行成像, 另一方面可以用于生成至少一个低频弹性波。

[0148] 该阵列可以用下列方式在介质中生成至少一个低频弹性波:

[0149] - 机械的, 通过使至少一个元件位移;

[0150] - 机械的,通过使所述阵列位移;

[0151] - 电子的,通过超声波聚焦。

[0152] 根据由本发明提供的附加替代性方案,振动发生器可以由台面 107 形成,待测量的组织安置在该台面 107 上。在这种实现中,用户 106 晃动台面 107,然后经由超声波换能器 104 的超声波传送和捕获来跟随由所述台面 107 生成的超声波的移动。

[0153] 应当注意,本发明的应用领域涉及实验动物。这种应用当然可以扩展到药物、食物、化学或者扩展到医药领域以确定来自体内、体外、体外细胞培养的人或动物组织样本或细胞样本的粘弹性质。

[0154] 上面通过示例的方式描述了本发明。应当理解,在不脱离本专利范围的情况下,具体地考虑到组成所述设备的各种元件的配置或布置或者所述方法的步骤的顺序以及重要性,本领域技术人员能够产生用于测量人或动物组织的弹性的设备和方法的不同替代性方案。

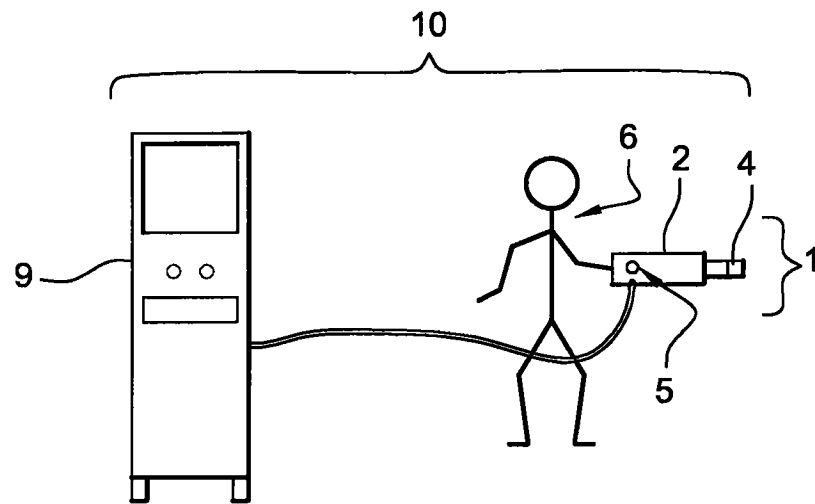


图 1

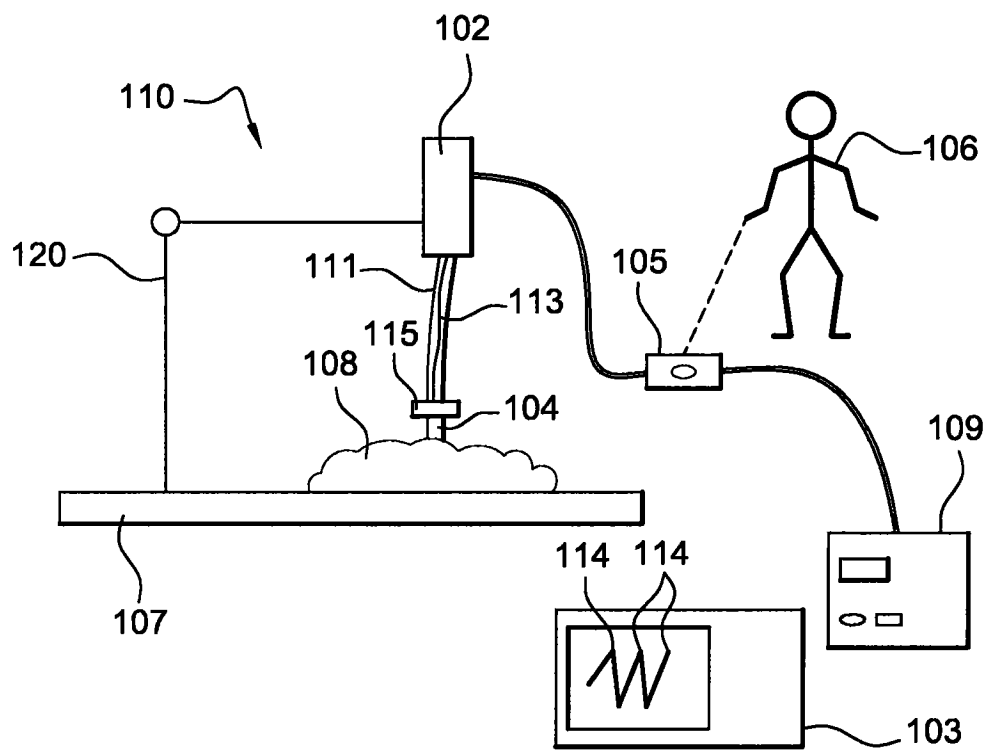


图 2

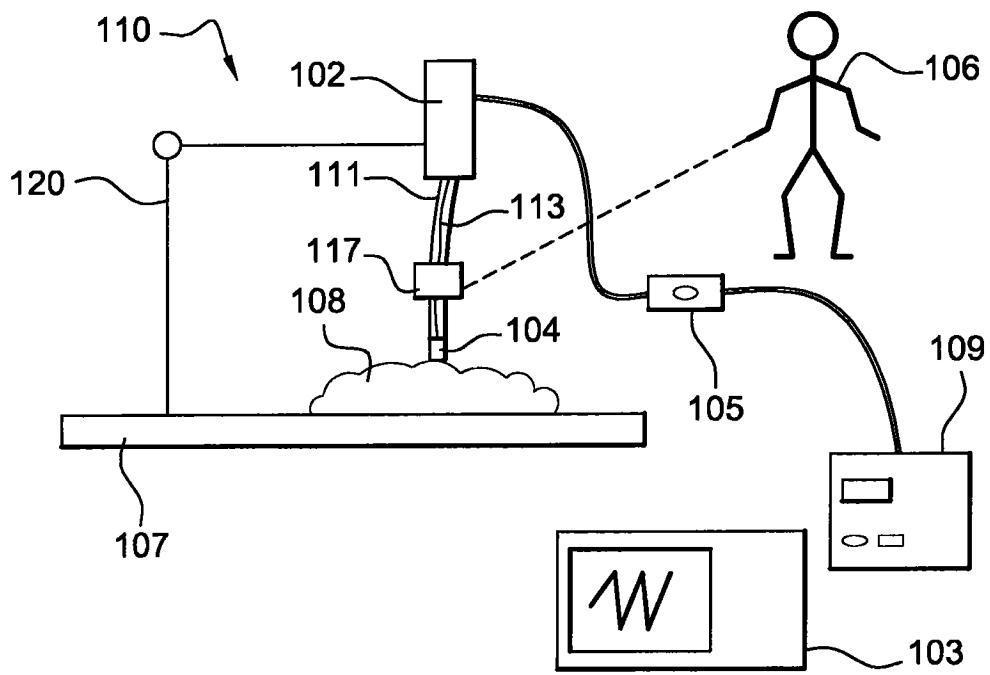


图 3

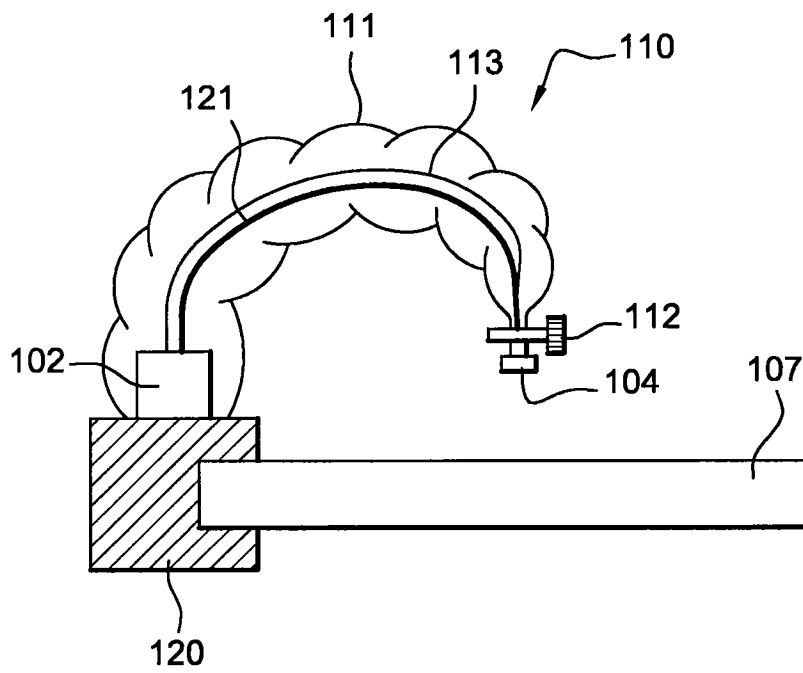


图 4

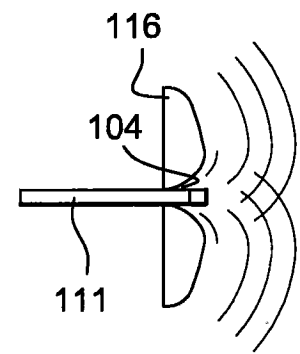


图 5

专利名称(译)	弹性测定设备和方法		
公开(公告)号	CN102308207B	公开(公告)日	2014-09-10
申请号	CN200980156206.0	申请日	2009-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	爱科森股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	回波检测公司		
当前申请(专利权)人(译)	回波检测公司		
[标]发明人	L·桑德兰 M·博西西奥 C·巴斯塔尔		
发明人	L·桑德兰 M·博西西奥 C·巴斯塔尔		
IPC分类号	G01N29/22 A61B8/00 G01N29/04		
CPC分类号	G01N29/043 A61B8/485 A61B8/543 G01N29/223 A61B5/6843 A61B8/00 A61B5/0051 A61B8/42 G01N29/226		
代理人(译)	王茂华		
审查员(译)	李丽琴		
优先权	2008058278 2008-12-04 FR		
其他公开文献	CN102308207A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于定量地和/或定性地测量任何介质的粘弹性质的弹性测定设备(110)，所述设备的特征在于其包括可变形管(111)，所述可变形管(111)用于定位位于所述可变形管(111)的末端的所述超声波换能器(104)并且用于将所述超声波换能器(104)保持为使得在至少一次测量期间确保所述超声波换能器(104)与所述介质之间的垂直性和接触。

