



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101965154 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 10

(21) 申请号 200980106773. 5

A61B 8/12(2006. 01)

(22) 申请日 2009. 02. 27

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

审查员 孙玉晗

0851345 2008. 02. 29 FR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 08. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2009/000218 2009. 02. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/122024 FR 2009. 10. 08

(73) 专利权人 回波检测公司

地址 法国巴黎

(72) 发明人 L·桑德林

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

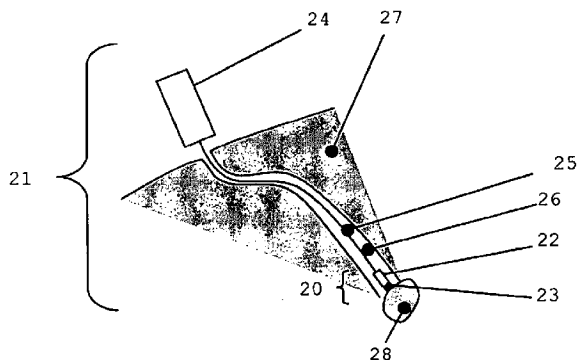
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

用于微弹性成像的设备和方法

(57) 摘要

与用于在人体或者动物体以内进行的、比如粘弹性介质的并且更具体为人类或者动物生物组织的弹性和 / 或粘性的粘弹性质的定性和 / 或定量测量的振动微弹性成像关联的设备和方法。可以使用向人体或者动物体中引入的探测器(20)来实现该方法,该探测器(20)经由丝状管(25)连接到外部控制器(24)。



1. 一种用于对人类或者动物组织的粘弹性质进行定量和 / 或定性测量的振动弹性成像设备,所述设备配备有:

- 探测器,包括至少一个超声换能器和低频振动发生器,所述超声换能器生成超声波,使得有可能分析在器官中传播和由所述低频振动发生器生成的低频弹性波的传播,所述探测器用于定位成靠近或者倚靠所述器官,

- 控制器,连接到所述探测器,包括用于致动所述探测器的装置,所述控制器用于保持于人体或者动物体外部,

- 有线连接,用于向所述控制器传送能量,

- 所述设备的特征在于,所述设备包括用于将所述探测器机械地连接到所述控制器、并且在人体或者动物体中引导所述探测器的装置,所述用于将所述探测器机械地连接到所述控制器、并且在人体或者动物体中引导所述探测器的装置由线状管形成。

2. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述线状管比 20mm 更长。

3. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述线状管的长度在 20mm 与 3 米之间。

4. 根据权利要求 1-3 中任一项所述的设备,其特征在于,所述线状管为柔性并且不受角度应力。

5. 根据权利要求 1-3 中任一项所述的设备,其特征在于,所述线状管为刚性。

6. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述线状管是所述低频振动发生器。

7. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述超声换能器具有小于 3mm 的有效直径。

8. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述线状管形成导管,所述导管的远端包含所述探测器而近端包括所述控制器。

9. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述线状管形成针,所述针的远端包含所述探测器而近端包括所述控制器。

10. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述线状管形成内窥镜,所述内窥镜的远端包含所述探测器而近端包括所述控制器。

11. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述线状管形成其中插入有针的空心轴。

12. 根据权利要求 1 至 3 中的任一权利要求所述的设备,其特征在于,所述控制器包括用于控制向所述低频振动发生器和 / 或所述超声换能器传送能量的装置。

13. 一种用于人类或者动物组织的粘弹性质的定量和 / 或定性测量的振动弹性成像方法,实施用于对人类或者动物组织的粘弹性质进行定量和 / 或定性测量的振动弹性成像设备,所述设备配备有:

- 探测器,包括至少一个超声换能器和低频振动发生器,所述超声换能器生成超声波,使得有可能分析在器官中传播和由所述低频振动发生器生成的低频弹性波的传播,所述探测器用于定位成靠近或者倚靠所述器官,

- 控制器,连接到所述探测器,包括用于致动所述探测器的装置,所述控制器用于保持于人体或者动物体外部,

- 有线连接,用于向所述控制器传送能量,

- 用于将所述探测器机械地连接到所述控制器的装置,所述用于将所述探测器机械地连接到所述控制器的装置由线状管形成;

所述方法包括如下步骤:

- 将所述探测器定位成靠近或者倚靠待测量的所述组织,
- 在进行超声发射和采集以及生成一个或者多个低频弹性波的步骤之时保持至少一个超声换能器与所述组织接触,
- 生成一个或多个所述低频弹性波,
- 与先前步骤同时生成超声发射并且在一个或多个所述低频弹性波的传播期间高速采集高频超声信号,
- 计算任何移动参数的空间-时间变化,
- 计算所述组织的所述粘弹性质。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其特征在于,针对在 1MHz 和 200MHz 之间的频率范围进行高频超声发射。

15. 根据权利要求 13 所述的方法,其特征在于,针对在 5MHz 与 50MHz 之间的频率范围进行高频超声发射。

16. 根据权利要求 13 至 15 中的任一权利要求所述的方法,其特征在于,针对在 5Hz 与 2000Hz 之间的频率范围生成低频弹性波。

17. 根据权利要求 13 至 15 中的任一权利要求所述的方法,其特征在于,通过机械振动、通过辐射压力、通过高温或者通过组织的自然振动来生成低频弹性波。

18. 根据权利要求 13 所述的方法,其中计算任何移动参数的空间-时间变化包括计算在所述器官中产生的移位和 / 或变形和 / 或移位速度和 / 或变形速度。

用于微弹性成像的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于测量粘弹性介质并且更具体为测量人类或者动物生物组织的粘弹性质（下文称为 VP）的设备和方法。

[0002] 本发明更具体地涉及一种用于在人体或者动物体内实施的、比如人类或者动物生物组织的弹性和 / 或粘性的粘弹性质的定量和定性测量的微弹性成像（下文称为 MED）的方法和设备。

背景技术

[0003] 为了测量生物组织的 VP，已知使用如例如在以 ECHOSENS 公共有限公司名义于 2002 年 8 月 2 日提交的专利申请 FR 2843290 中公开的冲击弹性测定。

[0004] 使用配备有振动发生器 12 的探测器 10（图 1）来实施这一类方法，该振动发生器例如通过传感器的振动在组织中生成低频弹性波，并且在低频弹性波的传播期间借助由超声换能器 13 发射和接收的超声波来分析该低频波的传播。应当注意在这一实施方式中，超声换能器在与组织接触时振动。

[0005] 配备有振动发生器 12 和超声换能器 13 的探测器 10 也具有控制所述振动发生器和超声换能器的控制器 14。

[0006] 这一方法使得有可能测量在探测器 10 与其相抵放置的表皮附近布置的器官的 VP。

[0007] 这一类方法和设备确实形成缺陷。具体而言，它们不允许测量属于布置于人体内深处的器官的组织。事实上，当低频弹性波进入到体内深处时，这一 / 这些波在体内的传播更受所述身体的异质性所扰动。

[0008] 另外，当生成低频波时，针对如下深度产生与它的来源（振动发生器）接近的衍射，该深度除了其他因素之外还依赖于该来源的尺寸、介质的 VP 和低频弹性波的频率。

[0009] 该最小深度（在该深度以下没有可能进行测量）对于 50Hz 的低频弹性波的中心频率而言约为 10mm。当计算 VP 时针对该深度进行数据抽象以便使这一问题最小化。

[0010] 另外，这一类方法在它应用于身体时面临的问题在于在表皮与待测量的组织之间夹入的脂肪组织。事实上，脂肪组织变形并且弱化高频超声波和低频弹性波，这使得难以在超过最大观测深度以外观测这些波。因此厚度多于 25mm 的脂肪层有碍于测量在该脂肪层之下布置的组织的 VP。

[0011] 另外的弊端在于需要执行者在表皮与设备并且具体为它的超声换能器之间手动维护令人满意的接触。实际上，为了获得最佳传播，超声换能器的末端必须垂直于将测量其 VP 的组织，并且在接触时的任何振动可能扰乱该方法的实施。

发明内容

[0012] 为了克服至少一个上述弊端，本发明涉及一种用于人类或者动物组织的粘弹性质的定量和 / 或定性测量的振动弹性成像设备，该设备配备有：

[0013] - 探测器,包括至少一个超声换能器和低频振动发生器,该超声换能器生成超声波,使得可以分析在器官中传播和由低频振动发生器生成的低频弹性波的传播,该探测器用于定位成靠近或者倚靠器官,

[0014] - 控制器,连接到探测器,包括用于致动探测器的装置,该控制器用于保持于人体或者动物体外部,

[0015] - 用于将探测器机械地连接到控制器的装置,该机械连接装置由线状管形成。

[0016] 具体而言,将线状管理解为意味着伸长和薄的护套、管道或者套管,也就是说具有小直径或者小厚度,该线状管可能为易弯曲、柔性或者刚性。

[0017] 称为微弹性成像设备 (MED) 的这一类设备使得有可能通过引导配备有至少一个超声换能器和振动发生器的探测器靠近或者倚靠深处的人类或者动物组织来定量地和 / 或定性测量该深处的组织的 VP,也就是在人体或者动物体以内,因此使得有可能克服人体或者动物体以及脂肪层厚度的异质性。

[0018] 所述线状管优选为比 20mm 更长并且优选为长度在 20mm 与 3 米之间。

[0019] 将内部探测器连接到外部振动发生器的线状管有利地为柔性并且不受任何角度或者刚性应力。

[0020] 另外,线状管根据本发明赋予的一种有利可能性为振动发生器。

[0021] 超声换能器有利地具有少于 3mm 的与超声发射和采集的直径对应的有效直径。

[0022] 根据本发明的一个优选实施例,所述设备包括由导管、针或者内窥镜形成的线状管,该线状管的远端包含探测器而近端包括控制器。

[0023] 此外,取决于研究领域,内窥镜可以是柔性或者刚性,并且因此称为:气管镜、胃窥镜、十二指肠镜、直肠镜、腹腔镜、关节镜等。

[0024] 类似地,针可以是柔性或者刚性,并且可以是活组织检查针、射频针等。

[0025] 根据本发明的一个优选实施例,所述线状管形成针插入到其中的空心轴。

[0026] 所述控制器有利地包括用于控制向振动发生器和 / 或超声换能器传送能量的装置。

[0027] 本发明还涉及一种用于人类或者动物组织的粘弹性质的定量和 / 或定性测量的振动弹性成像方法,该方法实施根据权利要求 1 至 12 中的任一权利要求所述的设备,并且包括:

[0028] - 将探测器定位成靠近或者倚靠待测量的组织,

[0029] - 在进行超声发射和采集以及生成一个或者多个低频弹性波的步骤之时保持至少一个超声换能器与组织接触,

[0030] - 生成一个或多个低频弹性波,

[0031] - 与先前步骤同时生成超声发射并且在低频弹性波的传播期间高速地采集高频超声信号,

[0032] - 计算在器官中产生的移位和 / 或变形和 / 或移位速度和 / 或变形速度或者更一般为任何移动参数的空间 - 时间变化,

[0033] - 计算组织的粘弹性质。

[0034] 为此,经由自然路线(气道、嘴、鼻、直肠等)、通过经由皮肤的路线(也就是经过皮肤)、经由人造路线(套管、外科牵开器、套针等)或者经由材料路线(内窥镜、导管等的操

作通道)插入探测器和线状管的一部分,以便靠近或者直接倚靠确定其 VP 的组织传送。

[0035] 插入到内窥镜的操作通道中的所述线状管有利地由配备内窥镜的安装器定向,以便将设备的远端定位于待测量的组织前面。

[0036] 所述探测器和线状管的一部分有利地插入到属于人体或者动物体的液体中。

[0037] 优选地针对在 1MHz 与 200MHz 并且更具体地在 5MHz 与 50MHz 之间的频率范围进行高频超声发射。

[0038] 有利地针对在 5Hz 与 2000Hz 之间的频率范围生成所述低频弹性波。

[0039] 根据本发明的一个优选实施方式,通过机械振动、通过辐射压力、通过高温或者通过组织的自然振动或者能够生成低频振动的任何其他类型的能量来生成低频弹性波。

附图说明

[0040] 根据通过非限制例子给出的下文描述并且根据参照附图给出的实施例将清楚本发明的更多特征和优点,在附图中:

[0041] - 图 1 是根据现有技术的弹性成像设备的示意图,

[0042] - 图 2 是如下 MED 的实施的示意图,该 MED 的线状管形成导管或者内窥镜,

[0043] - 图 3 示出了用于借助导管或者内窥镜相对于胰腺测量 PV 的在人类胃肠道内实施的根据本发明的 MED,

[0044] - 图 4 示出了用于借助内窥镜相对于胃或者肝测量 VP 的在人类胃肠道中的根据本发明的 MED 的实施,

[0045] - 图 5 示出了用于内窥应用的根据本发明的 MED 的探测器的细节,

[0046] - 图 6 示出了根据本发明的如下 MED,该 MED 的线状管形成导管,

[0047] - 图 7 是用于借助导管相对于心脏和 / 或血液测量 VP 的在腿的腹股沟中实施的根据本发明的 MED 的示意图,

[0048] - 图 8 是如下 MED 的实施的示意图,该 MED 的线状管形成腹腔镜,

[0049] - 图 9 示出了用于确定属于腹腔的组织的 VP 的根据本发明的设备的实施,

[0050] - 图 10 是如下 MED 的实施的示意图,该 MED 的线状管形成针,

[0051] - 图 11 示出了适合于不同类型针的探测器,

[0052] - 图 12 是示出了探测器向组织施加的力的曲线图。

具体实施方式

[0053] 在其余描述中将振动弹性成像理解为意味着一种用于测量 VP 的技术,其中振动发生器通过与组织的直接或者间接接触来生成在该组织中传播的一个或者多个低频弹性波。

[0054] 该低频弹性波随时间的形状可以是任意的,但是更一般地为冲击型、过渡型或者周期(连续、单色)型。

[0055] 一般机械地获得该振动,但是也可以通过辐射压力、通过超声高温或者通过在身体内的振动(心跳、脉搏等)来获得该振动。类似地,也可以借助在身体外部布置的振动发生器来获得振动。

[0056] 另外,可以在本发明的 MED 中使用不同类型的单元件或者多元件超声换能器。例

如并且以非限制方式,超声换能器可以是冠状、环形、2D 矩阵、线性或者凸条换能器、单元件换能器、三元件换能器或者星型换能器等。

[0057] 通过例子并且参照图 2,根据本发明的微弹性成像设备 21 配备有由生成低频弹性波的振动发生器 22 和至少一个超声换能器 23 形成的探测器 20,该探测器通过不受任何角度应力(更准确地说,在空间上可移动并且由于它的延性(具体为易弯曲和柔韧性)而无机械应力)的柔性线状管 25 连接到在身体 27 外部保持的控制器 24。

[0058] 倚靠属于人体或者动物体(寻求确定该人体或者动物体的粘弹性质)的器官 28,经由自然路线 26 如胃肠道传送探测器。这一实施有利地使得有可能经由自然线路(也就是以非介入方式)接触在人体或者动物体内深处的器官,以便精确地确定相对于粘弹性质的定性和/或定量数据。

[0059] 参照图 3,根据本发明的微弹性成像设备 31 配备有生成低频弹性波的振动发生器 32 和由外部控制器 34 控制的至少一个超声换能器 33。

[0060] 振动发生器 32 和超声换能器 33 通过不受角度应力的柔性线状管 35 连接到控制器 34,这使得有可能在控制器 34 保持于身体外部之时将振动发生器 32 和至少一个超声换能器 33 插入到人体 37 中。

[0061] 使用 MED 31 采集数据的用户 39 因此可以引导该 MED 的探测器 30 以接近或者倚靠深处组织以便测量它们的 VP,从而克服如先前关于现有技术描述的与脂肪层在表皮附近的存在或者发射的波的衍射有关的弊端。

[0062] 如图 4 中所示,人类具有实现在机体中指引根据本发明的这一类 MED 的探测器的许多自然路线,具体为上气道(比如鼻或者嘴)和下路线(比如直肠),使得有可能将 MED 的探测器插入到人体中。

[0063] 例如可以经由人 47 的上气道插入 MED 41 的探测器 40,以便由于易弯曲和柔性线状管 45 并且经由胃肠道传送到胃 48 中。当探测器 40 靠近或者倚靠待分析的组织时,由探测器 40 的振动发生器生成机械振动,以便在待分析的该组织中发送一个或者多个低频弹性波。

[0064] 为了跟随这一或者这些低频弹性波的移位,探测器 40 的超声换能器发射并且同时采集高频超声波。处理接收的超声信号,以便测量这一或者这些低频弹性波在所述介质中产生的移位。

[0065] 这些移位的空间-时间发展使得有可能获得根据弹性成像技术分析的对组织的 VP 的定量和定性数据。

[0066] 振动发生器和超声换能器由在患者 47 的身体外部布置的控制器 44 控制。更具体而言,该控制器 44 使得有可能控制如下电源,该电源发送为了操作振动发生器或者超声换能器而需要的能量。因此经由有线连接 49 向控制器 44 传送该能量。经由通过线状管 45 形成的机械连接装置从控制器 44 向振动发生器和超声换能器传送该能量。

[0067] MED 41 使得有可能测量倚靠其直接接触的组织的 VP 以及在这些接触的组织的附近布置的组织的 VP。

[0068] 例如 MED 41 的所述探测器 40 与患者 47 的胃 48 的壁接触。该空间配置赋予确定胃 48 的组织的 VP 以及肝的 VP 的可能性,因为这两个器官(肝和胃)接近、相互靠近并且与探测器 40 直接或者间接接触。

[0069] 概括地说并且一般而言,探测器例如经由自然路线插入到身体中,直至它的一端与将确定其 VP 的组织直接或者间接接触。

[0070] 该直接或者间接接触之后,使用一种振动弹性成像方法。在生物组织中通过使用低频弹性波的发生器来生成任意、冲击、过渡或者周期型低频振动,并且经由至少一个超声换能器测量生物组织对这一或者这些低频弹性波的响应。

[0071] 可以用导管或者内窥设备的形式实施先前描述的 MED 31、41,探测器 30 和 40 形成内窥设备的远端而控制器 34 或者 44 布置于近端。

[0072] 除了其他部件之外,也可以用还插入到内窥镜的操作通道中的附件的形式实施先前描述的 MED 31 或者 41,探测器 30、40 形成附件的远端而控制器 34 或者 44 布置于近端。

[0073] 具体而言,图 5 示出了形式为插入到内窥镜的操作通道中的附件的根据本发明的 MED 的实施,该附件的远端包括适合于内窥镜检查并且由换能器 53 和振动发生器(未图示)形成的探测器 50。在这一实施例中,经过配备有安装器 52 的十二指肠镜 51 的操作通道插入线状管 55,该安装器的主要任务在于将探测器 50 定向和定位于待测量的组织前面。内窥镜 51 理想地也包括显示系统 54 如光学或者超声波检查图,以便使得有可能将 MED 的远端指向将测量其 VP 的组织。附着到 MED 的显示系统因此有助于传送以及它的定位,并且向执行者赋予保证显示的组织对应于所需组织这一可能性。

[0074] 这一类型的显示系统使得有可能确认探测器垂直于待测量的组织,以便保证弹性波在组织中的最佳传播。事实上,低频波在与超声的方向不同的方向上的传播不利于产生对它的速度并且因此对人类或者动物生物组织的 VP 的可靠测量。

[0075] 根据图 6 中所示不同实施,根据本发明的微弹性成像设备 61 配备有由低频弹性波的发生器 62 和至少一个超声换能器 63 形成的探测器 60,该探测器通过不受任何角度应力的柔性线状管 65 连接到在身体 67 外部保持的控制器 64。根据这一实施,首先经过由器具 66 如套管针或者套管形成的路线插入所述探测器 60,因此于是允许在自然路线 68 内插入所述探测器 60。

[0076] 通过例子并且参照图 7,描述实施由导管 75 形成的线状管的本发明一个实施例,所述线状管充当机械连接和指引装置,该装置具有为了跟随血管却不损坏它们而需要的易弯曲性。另外,它的小直径(通常少于 3mm)适合于插入到血管中。这一类 MED 可以例如在大腿的顶部(腹股沟 76)或者胳膊或者在颈静脉插入到动脉、静脉、毛细管或者任何其他类型的脉管中,以便确定所述血液网络的壁或者血液或者器官如心脏 78 的 VP。

[0077] 此外,如图 8 中所示,根据本发明的微弹性成像设备 81 配备有由生成低频弹性波的振动发生器 82 和至少一个超声换能器 83 形成的探测器 80,该探测器通过刚性线状管 85 连接到在身体 87 外部保持的控制器 84。根据这一实施,经由由器具如外科牵开器、套管、套管针或者任何其他类型的空心圆柱轴形成的人造路线 89,倚靠或者靠近器官 88 传送探测器 80 从而允许探测器和线状管穿过。

[0078] 根据本发明赋予的一种变化,振动发生器可以是线状管 85。

[0079] 参照图 9,线状管 95 由柔性或者刚性型内窥镜如腹腔镜形成,并且因此使得有可能看见腹腔的器官和组织。

[0080] 另外,超声换能器 93 和振动发生器 92 可以如图中所示定位于 MED 的远端或者线状管的任何其他点。

[0081] 图 10 示出了不同实施,其中根据本发明的微弹性成像设备 101 配备有由生成低频弹性波的振动发生器 102 和至少一个超声换能器 103 形成的探测器 100,该探测器通过针型刚性或者易弯曲线状管 105 连接到在身体 107 外部保持的控制器 104。经由经皮路线传送的所述针可以是活组织检查型针,因此使执行者能够在针的插入期间确定靠近它的组织的 VP 的值,以便在探测器的传送期间将执行者指向穿孔部位并且使执行者能够保证寻求取得其活组织检查的组织样本对应于已经修改其 VP 的组织。

[0082] 根据未示出的本发明一种变化,针形成的线状管是振动发生器,该振动由针传送。

[0083] 根据图 11 中示出的本发明另外一种变化,线状管是附件,比如包括至少一个超声换能器 113 的空心轴 112,该空心轴覆盖针 115。

[0084] 另外,以一般和非限制性的方式,附件也可以如在诸如镊子、可充气气球、切割刀片、光纤、摄像机或者超声波检查系统等不同实施中所述接合到 MED 的探测器。

[0085] 另外,根据本发明赋予的一种可能性,根据本发明的 MED 可以用来通过生成高强度聚焦超声“HIFU”来确定治疗的效果。因此这一实施方式使执行者能够在任何时刻知道是否已经损坏病理组织并且决定是否应当停止治疗。

[0086] 如先前所示,供给 MED 的外部电源经由有线连接、然后经由机械连接装置传送为了生成低频弹性波和超声波而需要的能量。

[0087] 根据本发明的不同变化,使用气动能量、液压能量或者电能量经由系统传送低频波,从而激活在探测器中布置的微机构。

[0088] 该设备有利地配备有用于控制 MED 末端位置的设备。

[0089] 在测量组织的 VP 的范围内,产生在 5Hz 与 2000Hz 之间并且更一般地在 10Hz 与 1000Hz 之间的低频弹性波。为了跟随低频弹性波的移位并且因此推断其移位速度,从而随着低频弹性波的发射同时发射连串超声波。按照在 $1\mu\text{s}$ 与 100ms 之间并且更一般地在 $100\mu\text{s}$ 与 1ms 之间变化的时间间隔进行超声投射。超声发射与由研究的介质中存在的扩散体反射的回波的重叠构成的超声信号的接收关联。

[0090] 一般在与低频波的周期(频率的倒数)(也就是说,对于 2000Hz 的频率为 0.5ms)对应的最小持续时间内进行这些超声投射,并且可以在整个检查持续时间内持续地进行这些超声投射。1ms 的最小持续时间对应于为了观测一个或者多个低频弹性波的传播以便确定组织的粘弹性质而需要的最少时间。

[0091] 超声投射数目和速度因此依赖于低频弹性波的频率和测量的深度。

[0092] 为了产生低频弹性波,希望探测器保持与组织接触。通过比较,应当注意根据现有技术的弹性成像测量在发生器与皮肤之间需要约 4N 至 8N 的力以便保证波传播至待测量的组织。为了维持该接触,除了 MED 的用户干预之外,可以如图 12 中所示实施预加应力以便生成静力 F_0 ,其中纵坐标轴代表施加的力而横坐标轴代表时间。

[0093] 结果是,可以用力的变化为正($\Delta f > 0$)并且产生低频波而仍然保持超声换能器与组织接触这样的方式给出冲击 T_1 。

[0094] 根据本发明赋予的一种可能性,可以维持静力 F_0 并且可以借助以下元件之一生成低频应力:弹簧、弹性体、气动装置、液压或者肌肉装置或者具有如下特性的任一类元件,该特性针对采集时段的整个持续时间维持静力。

[0095] 根据未示出的一种变化,低频波由在线状管内插入的第二设备不同地产生。该线

状管可以是内窥镜的操作通道。

[0096] 低频弹性波也可以在辐射压力模式中由外部超声换能器或者由在身体外部布置的振动器产生。

[0097] 根据未示出的另外变化,考虑的弹性波由在身体中布置的器官的移位如心跳产生。

[0098] 对于超声而言为透明并且其弹性特性与将确定其 VP 的组织的弹性特性接近的保护部可以布置于探测器上,以便保护所述探测器免受腐蚀影响和 / 或观测生物相容性和无菌性这些所需条件并且减少污染风险。

[0099] 线状管的非限制例子包括导管、软管、管道、线管、通道、护套、内窥镜和针并且也包括长度大于 20nm、长度通常在 20mm 与 3 米之间的任何其他易弯曲、柔性或者刚性连接装置,从而使得有可能将探测器传送和定位成与将确定其 VP 的组织直接接触或者靠近该组织。

[0100] 尽管探测器将要插入到身体中,但是外部控制器和它经由有线连接来连接到的能量源保持于相应的身体外部,以便使执行者能够控制探测器的换能器和振动发生器。

[0101] 本发明使得有可能以简化和改进 VP 测量及其解释这样的方式克服在表皮附近的脂肪层。

[0102] 此外,已知针对在 25mm 与 65mm 之间的深度测量粘弹性质,这使得有可能考虑脂肪层的存在。

[0103] 在本发明的范围内, MED 与有时厚度少于 25mm 并且通常厚度在 2mm 与 12mm 之间的组织直接接触。

[0104] 为了使得有可能测量在靠近探测器的这些组织中的 VP,本发明生成频率在 10Hz 与 1000Hz 之间(也就是说,频率高于为了在人体外部使用探测器测量粘弹性质而常规上实施的频率——约 50Hz)的低频弹性波。

[0105] 另外,根据本发明的待分析的组织的较小厚度也引起分辨率问题。本发明因此提出增加所用超声波的频率以便跟随低频弹性波。该频率在 1MHz 与 200MHz 之间,并且具体地在 5MHz 与 50MHz 之间,以便相对于现有技术获得增加的分辨率。

[0106] 根据本发明的 MED 有利地由至少一个计算机、微计算机、中央单元或者任一类控制系统控制,因此使得有可能适配在希望显示的组织深度内产生的低频弹性波的频率。由于这一具体细节,本发明提出如下 MED,该 MED 使得有可能获得就时间和幅度而言理想地控制并且与待测量的厚度相适应的低频振动或者冲击。

[0107] 上文通过例子描述本发明。理解本领域技术人员能够产生本发明的不同变化而不脱离专利范围。不同方法因此使得有可能借助多个测量的统计处理来获得组织 VP 的定性测量。例如可以丢弃从这些测量的均值偏离预定程度的值。

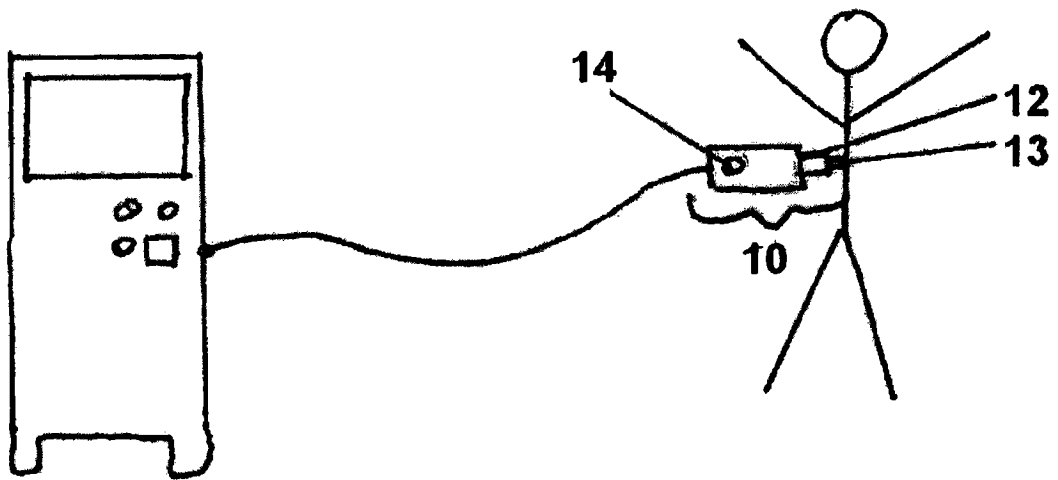


图 1

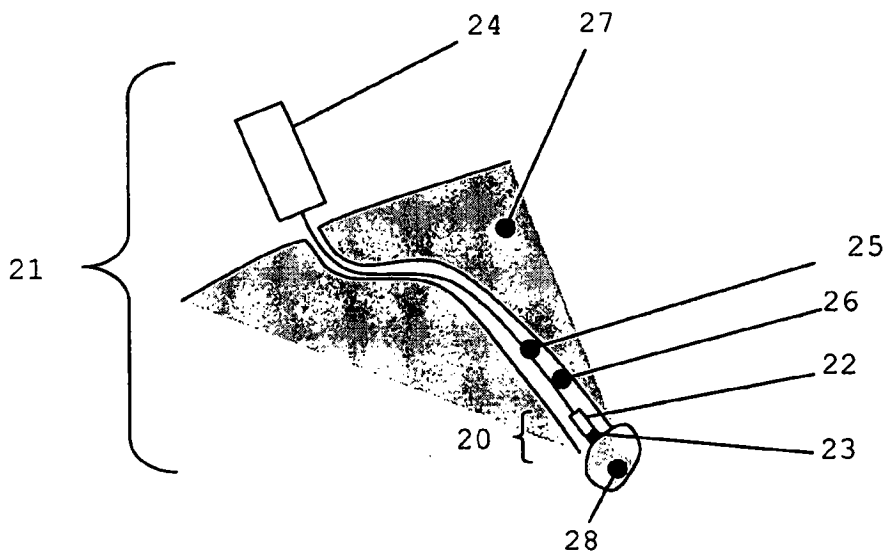


图 2

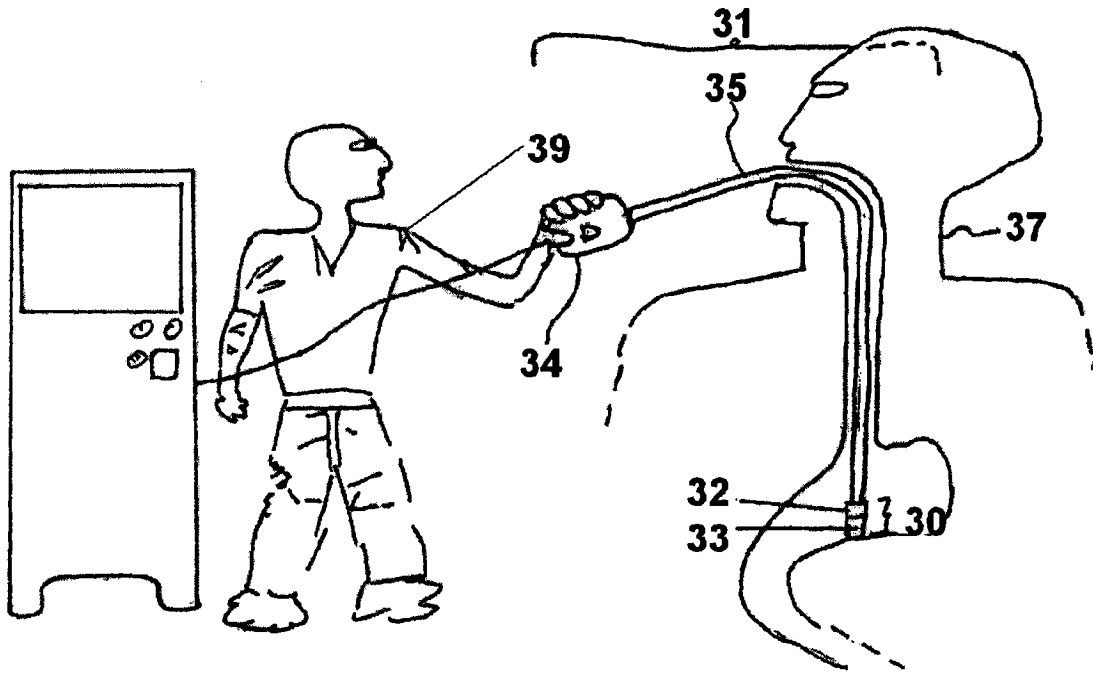


图 3

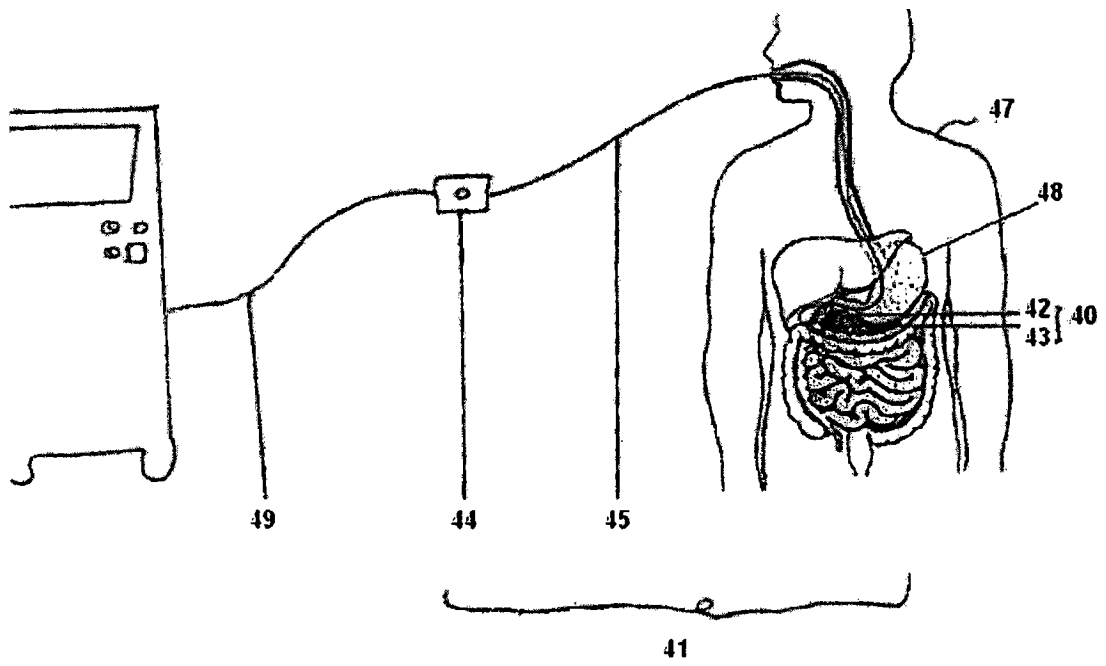


图 4

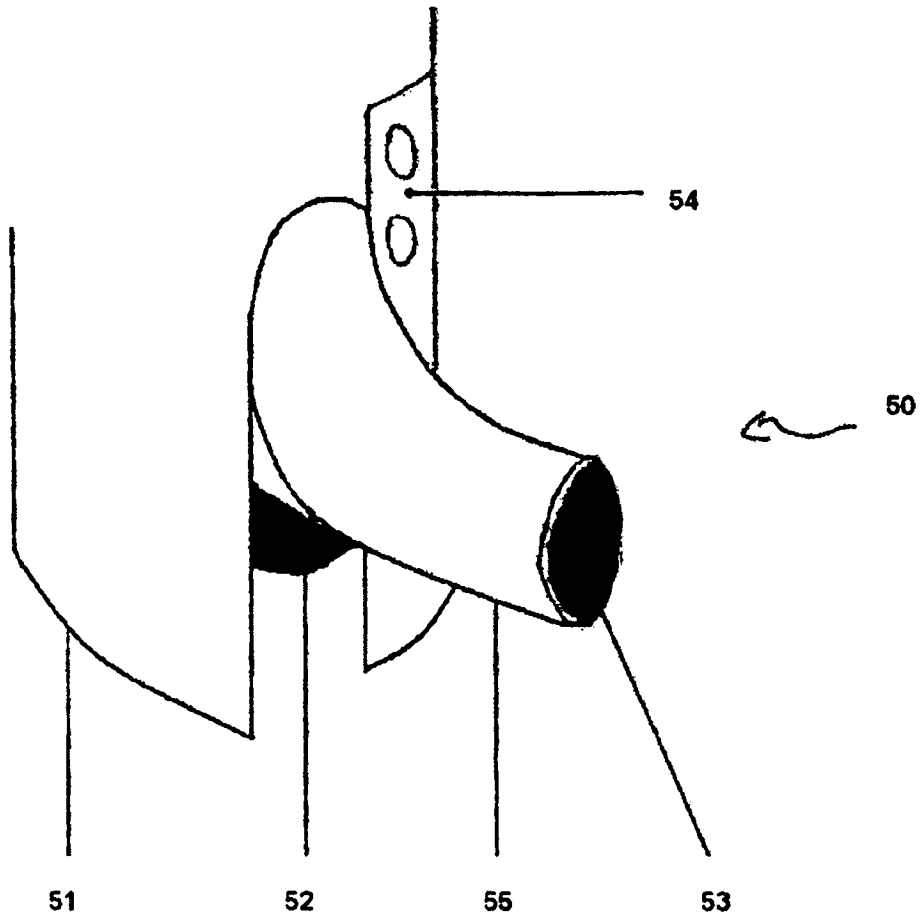


图 5

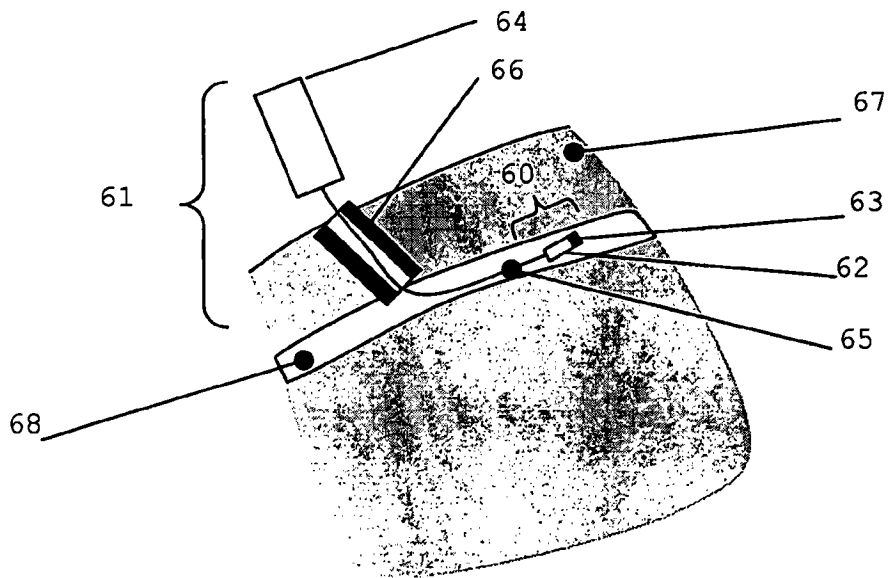


图 6

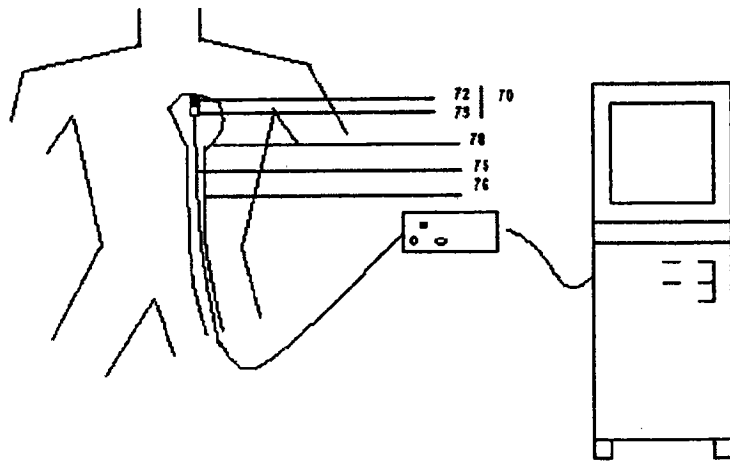


图 7

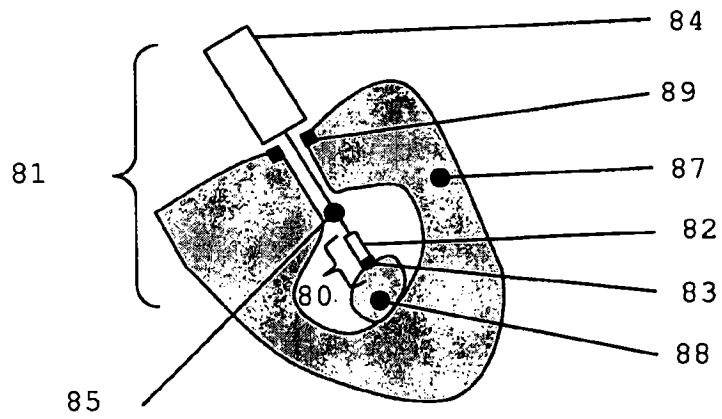


图 8

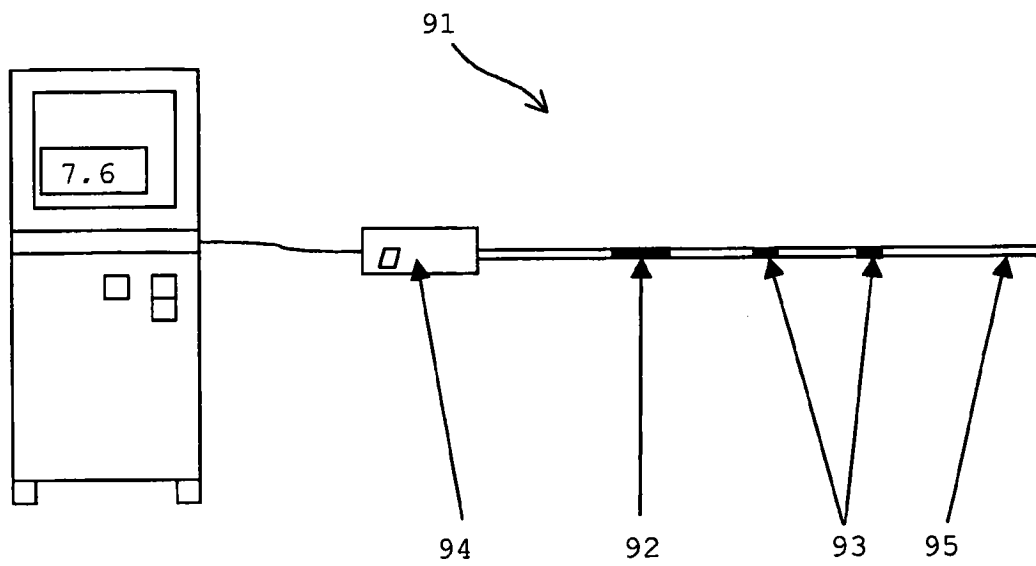


图 9

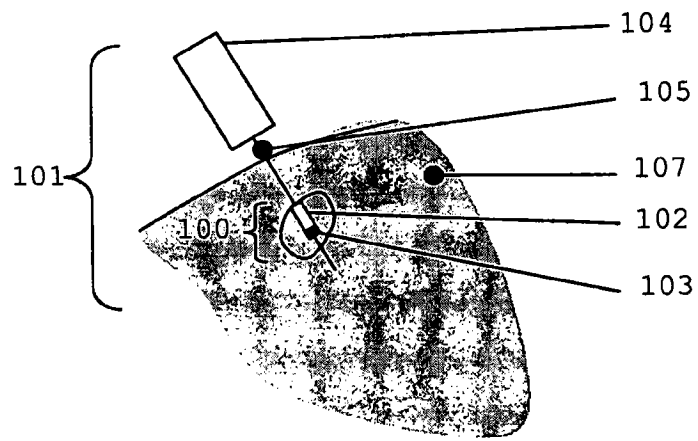


图 10

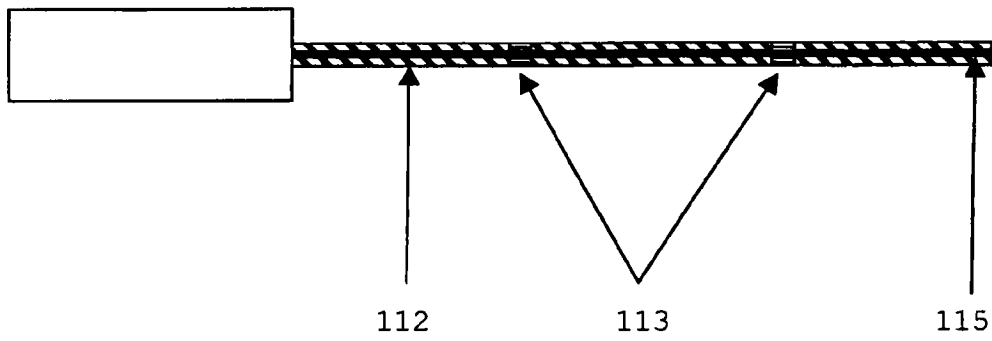


图 11

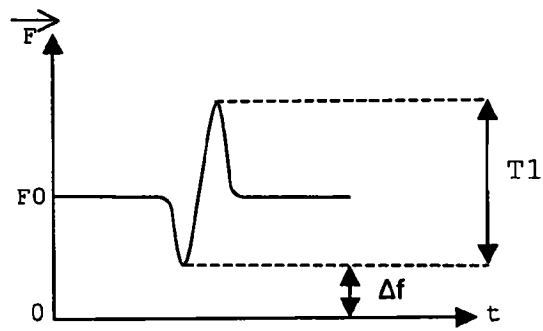


图 12

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于微弹性成像的设备和方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN101965154B | 公开(公告)日 | 2014-09-10 |
| 申请号 | CN200980106773.5 | 申请日 | 2009-02-27 |
| [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·桑德林 | | |
| 发明人 | L·桑德林 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 A61B8/12 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0048 A61B8/485 A61B8/08 A61B5/6885 A61B8/12 A61B5/0051 | | |
| 代理人(译) | 王茂华 | | |
| 优先权 | 2008051345 2008-02-29 FR | | |
| 其他公开文献 | CN101965154A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

与用于在人体或者动物体内进行的、比如粘弹性介质的并且更具体为人类或者动物生物组织的弹性和/或粘性的粘弹性质的定性和/或定量测量的振动微弹性成像关联的设备和方法。可以使用向人体或者动物体内引入的探测器 (20) 来实现该方法，该探测器 (20) 经由丝状管 (25) 连接到外部控制器 (24) 。

