

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880009198.2

[43] 公开日 2010 年 2 月 24 日

[11] 公开号 CN 101657159A

[22] 申请日 2008.3.20

[21] 申请号 200880009198.2

[30] 优先权

[32] 2007.3.21 [33] FR [31] 0702050

[86] 国际申请 PCT/FR2008/000374 2008.3.20

[87] 国际公布 WO2008/135659 法 2008.11.13

[85] 进入国家阶段日期 2009.9.21

[71] 申请人 回波检测公司

地址 法国巴黎

[72] 发明人 L·桑德兰 S·约恩

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
代理人 王茂华

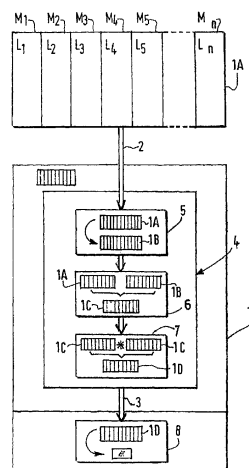
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 5 页

[54] 发明名称

用于测量生物组织的粘弹性质的设备及使用
该方法

[57] 摘要

本发明涉及用于使用当剪切波通过生物组织时超声波被这些组织反射的处理来测量生物组织的粘弹性质的设备(30, 50), 其中, 所述设备包括: 用于形成包括关于来自相同发射的反射超声波的数据的线(L1, L2, L3)的装置(M1, M2, M3); 用于确定关于在组织与放射发射的换能器之间的位移的参数(3b)的装置; 以及用于根据定义获取物(3a)的线(L1, L2, L3)的集合计算介质的固有位移(3d)的装置(36)。根据本发明, 该设备的特征在于, 其包括用于在形成该相同获取物(3a)的第二超声线(L3)之前或期间使用相对参数(3b)处理第一超声线(L1, L2)以确定生物组织的固有位移(3d)的装置。



1. 一种设备 (30, 50), 用于根据当剪切波通过生物组织时超声波被这些组织反射的处理来测量所述生物组织的粘弹性质, 所述设备包括:

用于形成数据的线 (L1, L2, L3) 的装置 (M1, M2, M3), 使得每条线 (L1, L2, L3) 都包括关于从相同发射 (T1, T2, T3) 反射的所述超声波的数据,

用于确定关于在所述组织与放射所述发射 (T1, T2, T3) 的换能器之间的位移的参数 (3b) 的装置 (35), 以及

用于由形成获取物 (3a) 的线 (L1, L2, L3) 的集合计算介质的固有位移的装置 (37),

其特征在于, 所述设备包括在由相同获取物 (3a) 形成第二超声线 (L3) 之前或期间通过使用相对参数 (3b) 处理第一超声线 (L1, L2) 以由这些第一线确定所述生物组织的固有位移 (3d(L1)) 的装置 (36)。

2. 根据权利要求 1 所述的设备 (30, 50), 其特征在于, 所述设备包括用于计算对于给定时间和在给定深度的所述固有位移 (3d(L1)) 的装置。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备 (30, 50), 其特征在于, 所述设备包括用于利用不同的固有位移 (3d(L1)) 形成时间顺序表 (3D) 的装置, 使得所述表 (3D) 的每一列或行均为测量所述固有位移 (3d(L1)) 的深度的函数。

4. 根据权利要求 3 所述的设备 (30, 50), 其特征在于, 所述设备包括使固有位移 (3d(L1)) 的计算时间 ($\Delta(\text{call})$) 小于分隔两个连续超声发射 (T1, T2) 的时间 ($\Delta(\text{shot})$) 的装置。

5. 根据权利要求 4 所述的设备 (30, 50), 其特征在于, 所述设备包括使分配给第一超声线 (L1) 的存储器 (M1) 在其处理之后可用以存储第二后续超声线 (L3) 的装置。

6. 根据权利要求5所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括利用专用于固有位移计算的两个第一存储器(M1, M2)以及存储正被获取的线(L3)的第三存储器(M3)处理超声波的装置。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 相同计算器同时执行与形成超声线和计算固有位移联系的操作。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括使超声线(L1, L2, L3)来自相同放射器/接收器元件的装置。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括使所述超声线由于至少一个包括若干元件的换能器的电子聚集而形成的装置。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括通过至少使用以下内容计算所述换能器相对于所观察组织的相对距离的装置:

一个外部物理测量, 诸如所述换能器相对于给定基准的位置, 生物测量的成形, 诸如从心率或呼吸率获得的信号, 或由超声数据执行的计算。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括使所述固有位移($3d(L1)$)表示或源自以下元素的至少一个的装置: 位移的测量、速度、变形速度或变形测量。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括并发处理在不同几何轴上执行的不同获取物的装置。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的设备(30, 50), 其特征在于, 所述设备包括连续地执行连续测量的装置。

14. 一种方法, 用于根据当剪切波通过生物组织时超声波被这些组织反射的处理来测量所述生物组织的粘弹性质, 所述方法的特征在于, 使用符合权利要求1至13中任一项权利要求的设备, 并且所

述方法包括:

使用装置 (M1, M2, M3) 形成数据的线 (L1, L2, L3) 的步骤, 使得每条线 (L1, L2, L3) 都包括关于从相同发射 (T1, T2, T3) 反射的所述超声波的数据,

使用装置 (35) 确定关于在所述组织与放射发射 (T1, T2, T3) 的换能器之间的位移的参数 (3b) 的步骤,

使用装置 (37) 由形成获取物 (3a) 的线 (L1, L2, L3) 的集合计算介质的固有位移的步骤, 以及

使用装置 (36) 在由相同获取物 (3a) 形成第二超声线 (L3) 之前或期间通过使用相对参数 (3b) 处理两条第一超声线 (L1, L2) 以由这些第一线确定所述生物组织的固有位移 (3d(L1)) 的步骤。

15. 一种探针, 用于通过弹性成像进行生物组织的 VP 测量, 其特征在于, 所述探针包括符合权利要求 1 至 13 中任一项的设备。

用于测量生物组织的粘弹性质的设备及使用该设备的方法

技术领域

本发明涉及用于测量生物组织的粘弹性质的设备及使用该设备的方法。

背景技术

弹性成像执行生物组织的粘弹性质（下文称作 VP）的非侵入测量，从而能够进行与例如器官（诸如肝脏、皮肤或血管）相关的治疗的诊断、筛查或跟踪。

例如，在 Echosens 公司于 2004 年 5 月 3 日提交的专利申请 FR 2869521 中描述了这种方法，其内容结合于此申请作为参考。

参照图 1，可以按以下三个步骤来执行实现该方法的设备 10 的操作：

第一步，设备 10 获取超声数据并将其存储在存储器中。

如此，通过一个或多个换能器使超声波被放射进入所观察组织中。

每个超声波的放射（下文称作发射）随着所放射的超声波在包括扩散微粒的生物组织中传播而生成反射超声波。

关于反射超声波的数据可以被设备 10 所收集，在发射 i 期间来自所反射超声波的数据形成被存储在专用存储器 M_i 中的超声线 L_i 。

包括发射序列 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 、... T_n 的 VP 测量特有的 n 条超声线 L_1 、 L_2 、 L_3 、 L_4 、 L_5 、... L_n 的集合称作通过使用存储器 M_1 、 M_2 、 M_3 、 M_4 、 M_5 、... M_n 所存储的获取物 1A。

第二步 2，将获取物 1A 传送至第一计算器 5。该传送使得获取物 1A 通过使用专用于随后描述的计算的部件被处理。

第三步，传送由处理计算得到的结果，从而产生所观察生物组

织的 VP E 值。

为了获得这些 E 值，设备 10 必须执行中间计算的系列 4，目的在于根据所观察组织相对于执行放射的换能器的距离和/或超声波的接收而获得所观察组织的位移的表 1D，其中，换能器以小于 500 Hz 的低频运动而运行。该距离在下文也称作“深度”。

为此，第一计算器 5 确定换能器相对于所观察组织的相对位移的参数的表 1B。

然后，计算器 6 使用相对位移参数的该表 1B 来校正获取物 1A 以及获得补偿换能器的相对位移的校正获取物 1C。

最后，计算器 7 基于校正获取物 1C 确定所观察组织特有的组织位移的表 1D。该组织的位移在下文称作固有位移。

可通过称为自相关、交互相关的技术或者更一般地通过用于由超声信号测量位移的任何技术来执行该操作。

由该固有位移的表 1D，可通过计算器 8 来确定所观察组织的 VP 的 E 测量。

本发明由观察这种设备 10 所呈现的缺点而得到。具体地，该设备需要相对较大尺寸的大量存储器 Mi 以存储获取物 1A、相对位移参数的表 1B、校正获取物 1C 和/或固有位移的表 1D。

在这种情况下，这些存储器的成本和尺寸较大，尤其归因于它们要求用于高速数据处理（几兆字节/秒）的装置的事实。因此，装配有这些存储器的设备 10 的成本和体积成比例地增加。

此外，必须在设备 10 中管理大量数据传送。由此，设备 10 包括大量数据传送设备，从而进一步增加了其成本和体积。

此外，这些计算和传送要求在超声发射的序列的放射与相关联的 VP 测量的接收之间明显较长的时间。

例如，获取物 1A 的存储一般要求在一维脉冲弹性成像中大约 100 mm 最大深度的大约 100 ms 的持续时间。

此外，用于在设备 10 内要求的传送数据和执行各种计算所需的持续时间通过考虑到单个深度轴而达到几秒。

最后，将被传送的数据被集中到一起，并且一般呈现几兆字节的量。这些数据组的快速传送要求以高成本使用高速连接，而低速连接的使用使传送时间增加几秒。一般地，大小为 4 兆字节的获取物 1A 的传送 2 要求 10 mbps 连接的 3.4 秒。

发明内容

本发明的目的在于解决先前所指出问题中的至少一个。因此，本发明涉及用于使用当剪切波通过生物组织时由组织反射超声波的处理来测量生物组织的 VP 的设备，该设备包括装置用于：

利用超声线形成获取物，使得每条超声线均包括关于通过相同发射的反射而生成的超声波的数据；以及

确定关于超声换能器相对于组织的位移的参数，该设备的特征在于，该设备包括在来自相同获取物的第二超声线的获取物之前通过使用相对参数处理处理获取物的第一超声线以由这些第一线确定生物组织的固有位移的装置。

通过这种设备，可以在获取期间（也就是说，当形成来自相同获取物的线时）处理超声线。

因此，由于符合本发明的设备可以在形成获取物的第一线时就开始处理获取物的线，所以大大较少了获取处理时间。

提醒一下，根据现有技术，当形成获取物的最后一条线时，开始该获取物的处理。

通过本发明，在形成获取物的最后一条线之前，已经处理了该获取物的大量线。因此，显著减少了用于获得所观察组织的固有位移的测量所需的时间。

一般地，通过考虑两条线的处理时间 $\Delta(\text{cal})$ 和获取物的线数 n ，现有技术最早在从获取结束开始大于 $(n-1)*\Delta(\text{cal})$ 的时间之后执行获取结束，数据传送时间视为零。

在相同条件下，符合本发明的设备可以在从获取结束开始计大约 $\Delta(\text{cal})$ 的时间之后完成获取物的处理。

符合本发明的设备还呈现出显著减少存储器数量以及用于处理线所需的数据传送的优点。

事实上，可以实现有限大小的存储器以存储减小数量的线，因为仅必须存储被处理和/或获取的线。

事实上，已被处理的线的存储不是必须的，并且分配给这种已处理线的存储器可以被释放并被分配给其他线。

在一个实施例中，该设备包括用于计算对于给定时间和深度所固有的位移的装置。

根据一个实施例，该设备包括用于确定各种固有位移以利用这些固有位移形成至少一个时间顺序表的装置，表的每一列均为测量固有位移的深度的函数。

在一个实施例中，该设备包括使固有位移的计算时间小于分隔两个连续超声发射的时间的装置。

根据一个实施例，该设备包括使分配给第一超声线的存储器在处理之后可用以存储后续超声线的装置。

在一个实施例中，该设备包括使仅对应于正在进行的固有位移计算的两条线以及被获取的线 (L_{n+2}) 被该设备存储的装置。

根据实施例，相同的计算器同时执行与超声线形成和固有位移计算有关的操作。

在一个实施例中，该设备包括使所处理的超声线来自单个放射器/接收器元件的装置。

根据一个实施例，该设备包括使超声线由于至少一个包括若干元件的换能器的电子聚集而形成的装置。

在一个实施例中，该设备包括通过至少使用以下内容计算换能器相对于所观察组织的相对位移的装置：

一个外部物理测量，诸如所述换能器相对于给定基准的位置，生物物理测量的成形，诸如从心率或呼吸率获得的信号，或由超声数据执行的计算。

在一个实施例中，该设备包括使固有位移表示或源自以下元素的

至少一个的装置：位移的测量、速度、变形速度和变形测量。

根据一个实施例，该设备包括并发处理在不同几何轴上执行的不同获取物的装置。

在一个实施例中，该设备包括连续执行测量的装置。

本发明还涉及实现符合先前实施例中的一个的设备的设备的方法。

本发明还涉及专用于通过弹性成像测量生物组织的 VP 的探针，其特征在于，该探针包括符合先前实施例之一的设备。

附图说明

本发明的其他特征和优点将通过参照附图根据以下执行的本发明实施例的描述而变得显而易见，其中，本发明的实施例是用于说明且不被用于限制的目的，附图中：

图 1 已经被描述，为已知 VP 测量设备的流程图，

图 2 示出了在获取期间实现的不同时间，

图 3 是符合本发明的 VP 测量设备的流程图，

图 4a 和图 4b 是符合本发明第二实施例的 VP 测量设备的流程图，以及

图 5 是根据本发明的 VP 测量设备的电路图。

具体实施方式

符合本发明的设备通过弹性成像，即，使用当剪切波通过生物组织时超声波被这些组织反射的处理来测量生物组织的 VP。

参照图 2，这种设备使用频率一般在 1 MHz 和 10 MHz 之间，更一般地，在 0.1 MHz 和 40 MHz 之间的超声波的发射 T_1 、 T_2 、 T_3 、... T_n 。

通过考虑在 0.1 ms 和 2 ms 之间，更一般地，在 0.05 ms 和 10 ms 之间的在每个发射之间的时间 Δ (shot) 来执行这些发射。

在每个发射之后，关于被发射 T_1 、 T_2 、 T_3 、... T_n 反射的波的数据用于形成在 50 μ s 和 100 μ s 之间，更一般地，在 5 μ s 和 1000 μ s 之间的持续时间 Δ (line) 的线 L_1 、 L_2 、 L_3 、... L_n 。

还应该注意，由关于弹性剪切波的传播的参数的测量（诸如剪切速度或粘性，其中，速度通常在 1 m/s 和 10 m/s 之间，更一般地，在 0.1 m/s 和 20 m/s 之间）来执行介质的 VP 测量。

通过实例，所测量的 VP 可以通过使用以下等式由用 Vs 表示的剪切速度测量获得的用 μ 表示的剪切模量：

$$\mu = \rho V_s^2$$

其中， ρ 为所研究介质的密度。

可通过任意手段生成这些剪切波，诸如置于组织表面的电动换能器、用于通过辐射压力远程地转移组织的超声换能器或者与生物物理活性（诸如心脏或呼吸活性）联系的组织内在的运动。

在本发明的第一变型例中，符合本发明的设备包括计算和传送装置，使得该设备可以通过包括两条连续形成的线 L1 和 L2 的部分获取物，在计算周期 $\Delta(\text{call})$ 期间确定：

关于换能器相对于所观察组织的位移的参数，

校正的部分获取物，以及

固有位移，

该计算周期 $\Delta(\text{call})$ 小于在两个连续发射之间的时间 $\Delta(\text{shot})$ 减少用于形成线所需的时间 $\Delta(\text{line})$ 。

在这种情况下，在图 2 中用虚线表示，符合本发明的设备可以通过使用两个存储器 M1 和 M2 来处理线，使得每个存储器都专用于单条线的形成。

通过重复这些操作，符合本发明的设备在形成第二线时处理两条第一线的固有位移。

事实上，存储器 L1 的内容可以被随后关于所处理线 L1 和 L2 形成的新线 L3 特有的数据所代替。因此，对于线 L2 和 L3，可以类似于线 L1 和 L2 确定：

关于位移的第二参数，

第二校正的部分获取物，以及

第二固有位移。

如已经指出的，这种操作节省了许多时间，并需要减少的数据处理和传送装置，因为线在其形成时被处理。

如图 2 中的实线所示，本发明的第二变型例可以在计算时间 Δ (cal2) 大于发射时间 Δ (shot) 减少线形成时间 Δ (line) 时被具体实施。

在这种情况下，符合本发明的设备可以通过在一个存储器中存储形成中的线而在另外两个存储器中存储已被形成和正被处理的两条线来利用三个存储器 M1、M2 和 M3 进行操作。

更具体地，图 3 中的这种设备 30 包括使用具有超声数据的线 L_1 、 L_2 和 L_3 的部分获取物 3a 的装置。

应该注意，该部分获取物 3a 使用相对于根据现有技术的获取物 1A 所需的存储器减小大小的存储器。

有效且符合本发明，在由相同获取物形成第二线之前，第一超声线 L_1 和 L_2 通过关于换能器相对于组织的位移的参数 3b 被处理。

为此，设备 30 包括计算器 35，通过确定关于在相关超声换能器（一般地，超声波放射器/接收器换能器）与所观察组织之间的位移的参数 3b 来处理限于这些第一线 L_1 和 L_2 的部分获取物 3a(L_1) 3a(L_2)。

此外，设备 30 包括计算器 36，确定校正的部分获取物 3c(L_1) 3c(L_2)，其允许通过使用计算器 37 使生物组织的固有位移 3d(L_1) 在时间 t 和深度 z 获得。

通过计算器 38 使用线的连续处理，可以获得不同的固有位移 3d(L_i)，以逐渐形成与根据现有技术形成的表 1D（在图 1 中示出）类似的表 3D。

更精确地，表 3D 的每列均包含为相同发射测量的固有位移，因此，在由 t 表示的给定时间，根据以 z 表示的深度测量该固有位移 3D。

然而，用于获得该表所需的计算时间大大减少，因为其在形成和处理线时被执行。

此外，用于存储关于已被处理的第一超声线 L_1 的数据的存储器

可以成为可用。

在一个实施例中，相同的计算器 36 执行与超声线 L_1 和 L_2 的存储联系的同步操作，并由这些线计算固有位移。

为了这个目的，该计算器并发接收关于这些线 L_1 和 L_2 的数据，然后，通过计算器 35 对后者确定关于位移的参数 3b。

参照图 4a 和图 4b，描述符合本发明的超声线处理方法的第二实施方式。

根据该方法，5 个存储器 M0、M1、M2、M3 和 M4 用于存储关于包括 m 条线的获取物的数据线 L_i 。因此， i 在 1 和 m 之间变化。

图 4a 示出了当形成线 $L(n+4)$ 时对存储器 M0、M1、M2、M3 和 M4 的使用。在该阶段：

存储器 M0 专用于线 $L(n+4)$ 的获取或形成。

存储器 M1 和 M2 分别专用于线 L_n 和 L_{n+1} 。后者被处理以通过校正的部分获取物 $4c(L_n)$ $4c(L_{n+1})$ 来确定固有位移 $4d(L_n)$ 。

存储器 M3 和 M4 分别专用于线 L_{n+2} 和 L_{n+3} ，这些线被处理以确定关于位移的参数 $4b(L_{n+2})$ 。

应该注意，在计算的该阶段，在线 L_n 和 L_{n+1} 的前一步骤期间，计算并存储了关于位移的参数 $4b(L_{n+1})$ 。

图 4b 示出了当形成线 $L(n+5)$ 时对存储器 M0、M1、M2、M3 和 M4 的使用。在该阶段，线 L_n 不再需要并且可以被消去，使得：

存储器 M1 专用于线 $L(n+5)$ 的获取。

存储器 M2 和 M3 仍然存储线 L_{n+1} 和 L_{n+2} ，它们此后用于通过使用先前为这两条线计算并存储的相对位移参数 $4b(L_{n+1})$ 来确定固有位移 $4d(L_{n+1})$ 。

存储器 M4 和 M0 分别专用于此后用于确定相对位移参数 $4b(L_{n+4})$ 的线 L_{n+3} 和 L_{n+4} 。

在计算的该阶段，由线 L_{n+2} 和 L_{n+3} 确定的相对位移参数在先前步骤中计算了并被存储。

总的来说，存储器 M0、M1、M2、M3 和 M4 被顺序分配用于

线的形成、用于计算关于位移的参数的线的存储或者用于计算固有位移的线的存储。

应该注意，符合本发明的设备非常紧凑，与在专用单位上必须与探针偏离的根据现有技术的设备 10 相比，使其能够位于探针头内。

与设备位置独立地，用于形成线的换能器可以呈现一个或多个元件，用于将被生物组织反射的超声波转换为电信号。

当使用多个元件时，由于通过利用包括若干元件的至少一个换能器形成通道获得的电子聚集，可以形成这些超声线。

此外，在所描述的实施例中，通过由超声数据执行的计算来获得换能器相对于所观察组织的相对位移。

然而，还可以通过外部物理测量（诸如所述换能器相对于给定基准的位置）来确定该相对位移，或者通过使生物测量成形（诸如从心率或呼吸率获得的信号）来确定该相对位移。

还可以通过根据各种参数确定组织的固有位移来实现本发明不同的变型例，诸如以下参数中的至少一个或这种参数的导数：位移的测量、速度、变形速度或变形测量。

类似地，本发明可通过符合本发明的相同获取物特有的平行系统线进行处理来实现。在这种情况下，可以同时获得不同的相对位移参数，以获得如图 3 所示的固有位移 3d。

获取时间减少使得可以在放射最后的发射的同时实际测量 VP。

这种速度增加了设备使用的方便性，并且使不同的操作程序被适当地进行。例如，可以适当地进行“顺序”操作程序，使得设备执行有限次数的获取，或者“连续”或“实时”操作程序，使得设备连续测量所观察组织的 VP 值。

有利地，该设备包括视觉显示器，在其上显示介质的 VP。后者可以在以多种形式产生获取物时被更新，例如，通过保持瞬时值、通过保持从获取开始的中间值或平均值、通过保持从固定持续时间（例如，2 秒）开始的中间值或平均值。

通过使用图 5 在下面描述符合本发明的设备 50 的示意图。

设备 50 包括线性电机 49b，其允许单元件超声换能器 48b 的位移。因此，如现有技术，超声换能器被用作根据超声用于生成低频弹性波的点和用于使该波可见的工具。电子系统还包括放大器 49a，使电机 49b 具有足够的能量来生成弹性波。

放大器 48a 使换能器 48b 具有足够的能量来生成超声声波。

电子系统还包括前置放大以及滤波系统 47 和模数转换器 46，以将在本发明中描述的超声线提供给计算器 41。

计算器 41 使以下元件合并在同一物理部件中：

获取控制器 44，使超声发射的序列和弹性波的放射得到控制。

位移计算器 42，通过本专利实施所描述的本发明。

可选地，弹性计算器 43，使用来自 42 的数据以获得所期望的弹性测量。

可选地，计算器 41 还可以包括用户接口 45 的管理，使得装置的所有计算函数集成在非常小的体积内。

因此，具体地，所描述的设备使所有将被集成的函数与其换能器接近。这使得尽可能地限制数据的传送和中间存储。这表现出许多优点，尤其在设备总的紧凑度以及所测量信号的成本或质量方面。

通过连续或不连续的两条以上的线，本发明能够进行变化，尤其通过执行各种操作，诸如相对位移参数的确定。

在一种变型中，设备包括若干换能器或元件，使得对应于发射 i 的超声线为根据时间从不同元件组接收的数据所形成的矩阵。

在一种变型中，设备与诸如由 Echosens 公司于 2006 年 6 月 15 提交的专利申请 FR 0652140 中描述的换能器相关联，其内容结合于此申请作为参考。

这种设备处理在多个几何轴上并发执行的多个获取物。

上面通过实例描述了本发明。应该理解，在不背离本发明的范围的情况下，本领域的技术人员可以执行用于测量人体或动物器官的弹性的设备和方法的不同变型例，尤其通过将所述设备和/或方法

与内窥镜检查、腹腔镜检查或活组织检查设备和/或方法或者任意其他类似的设备和/或方法相结合。

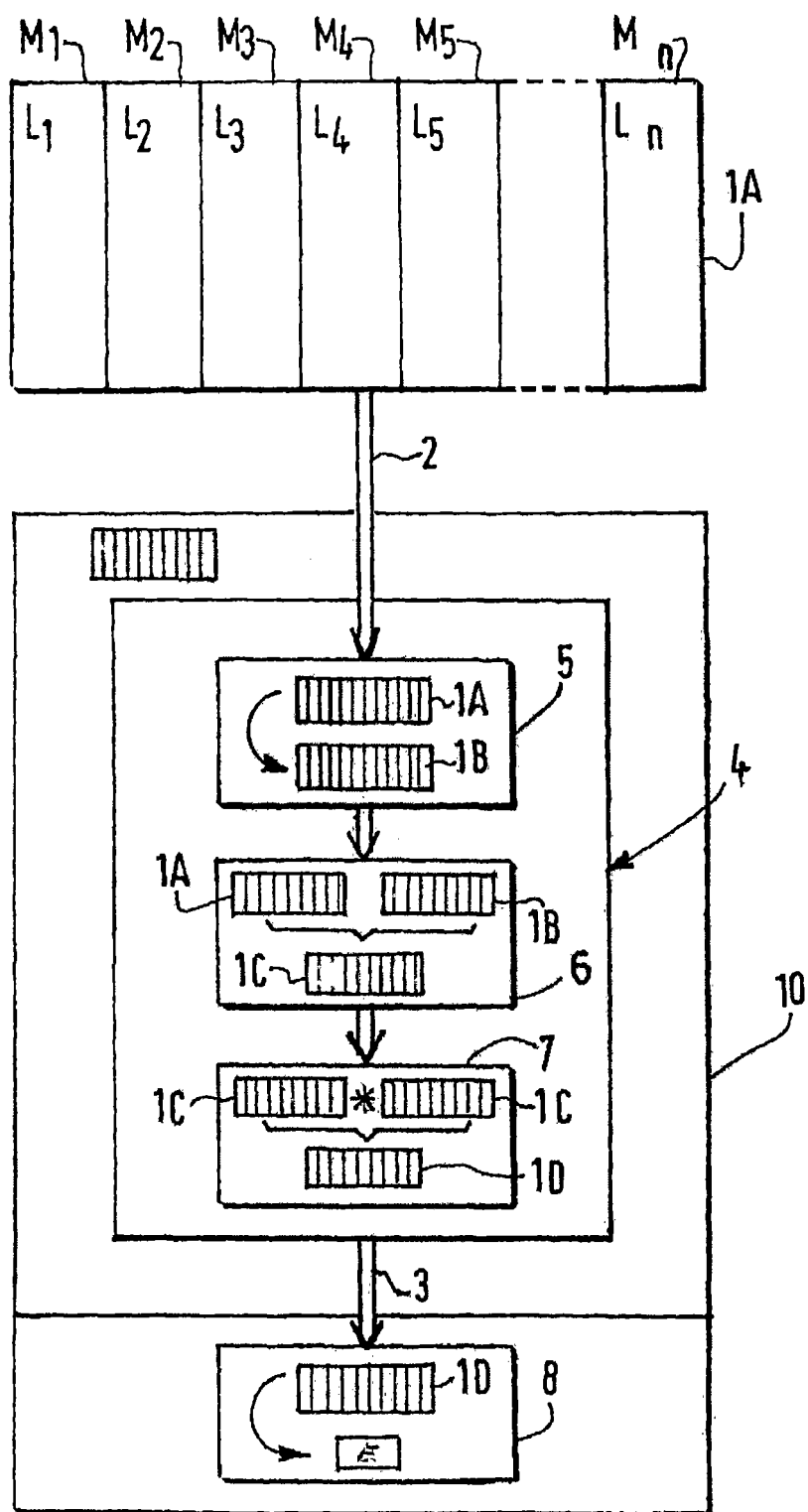


图 1

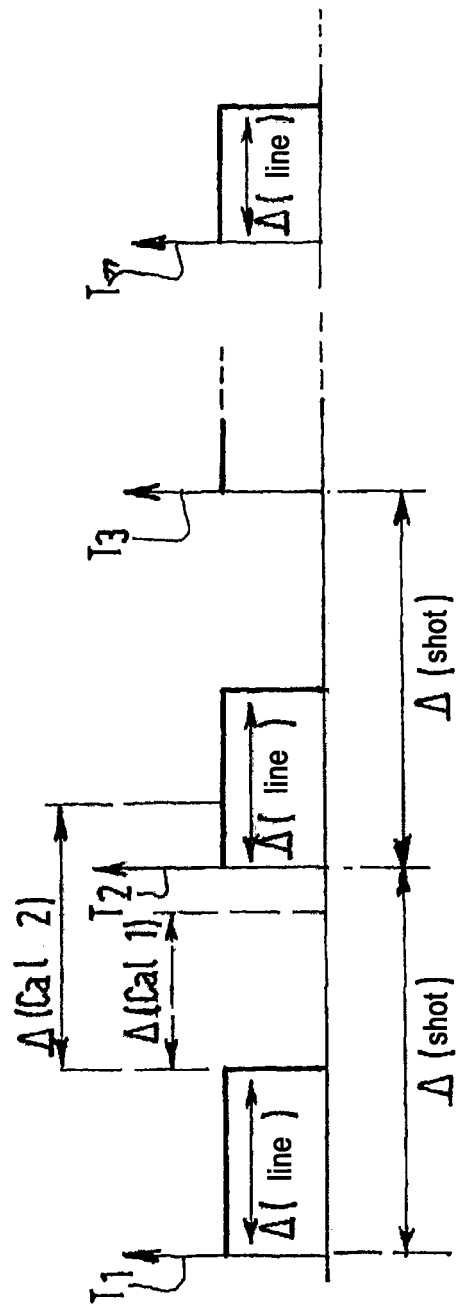


图 2

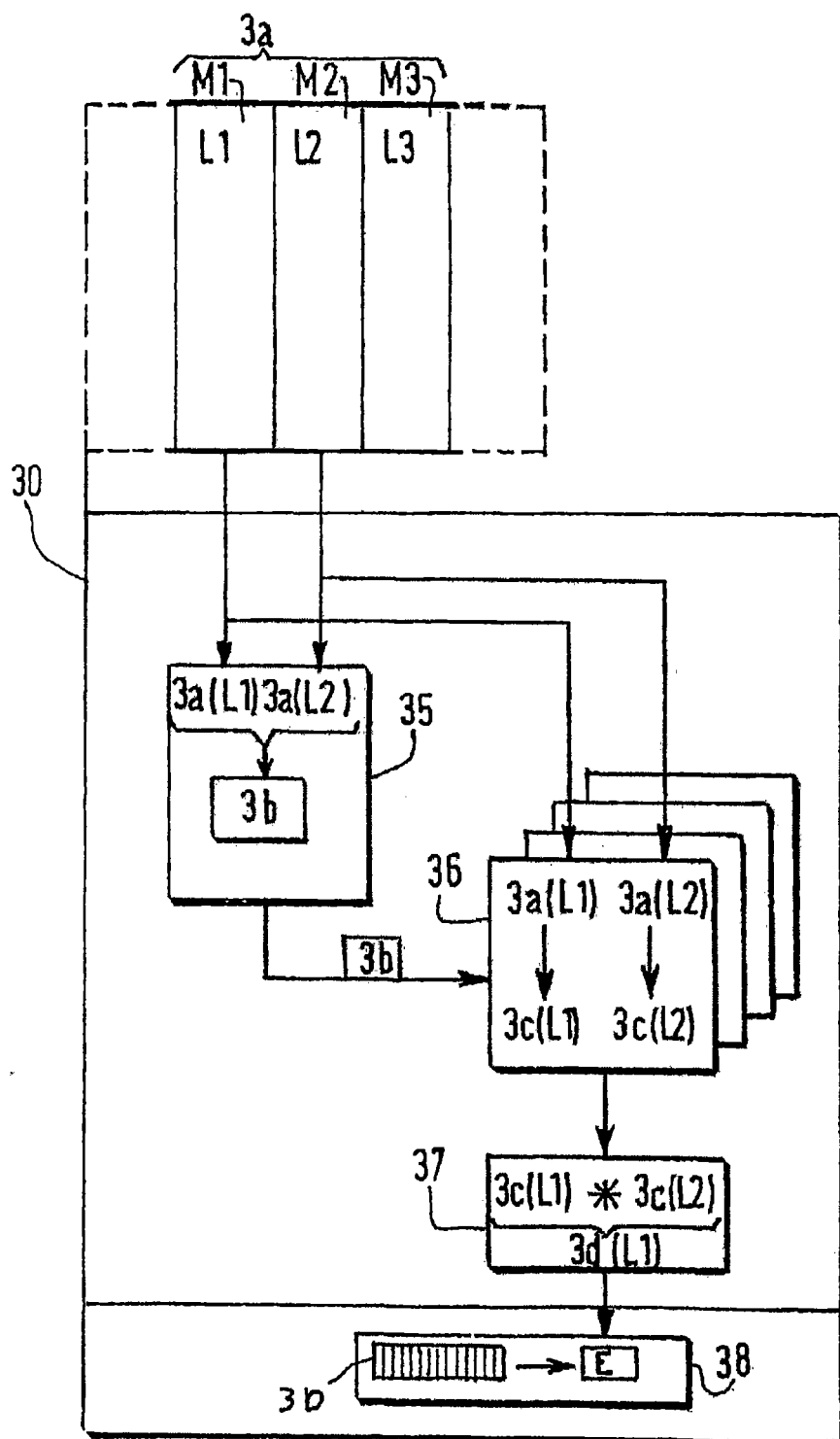


图 3

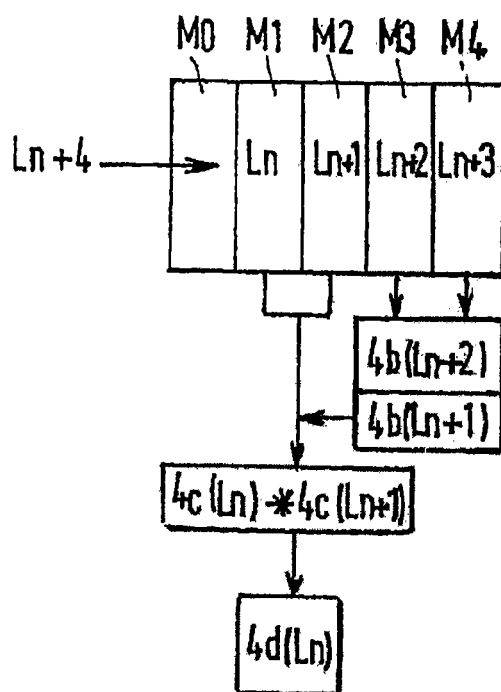


图 4a

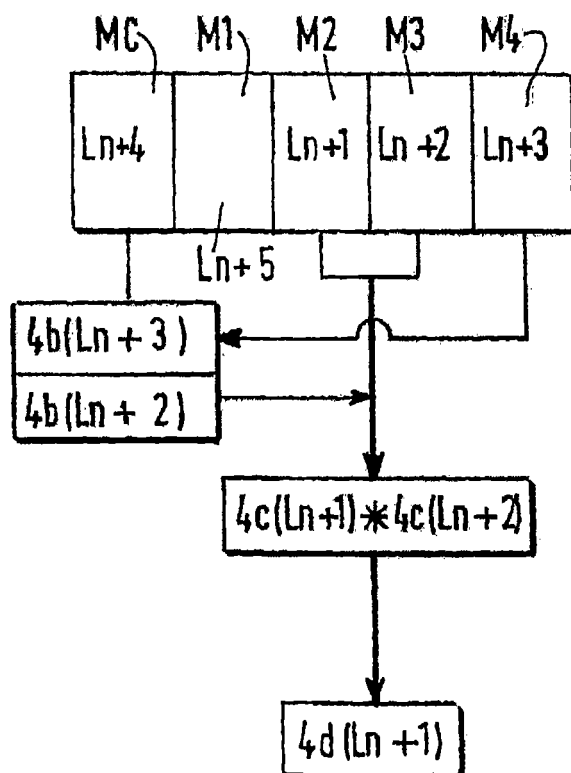


图 4b

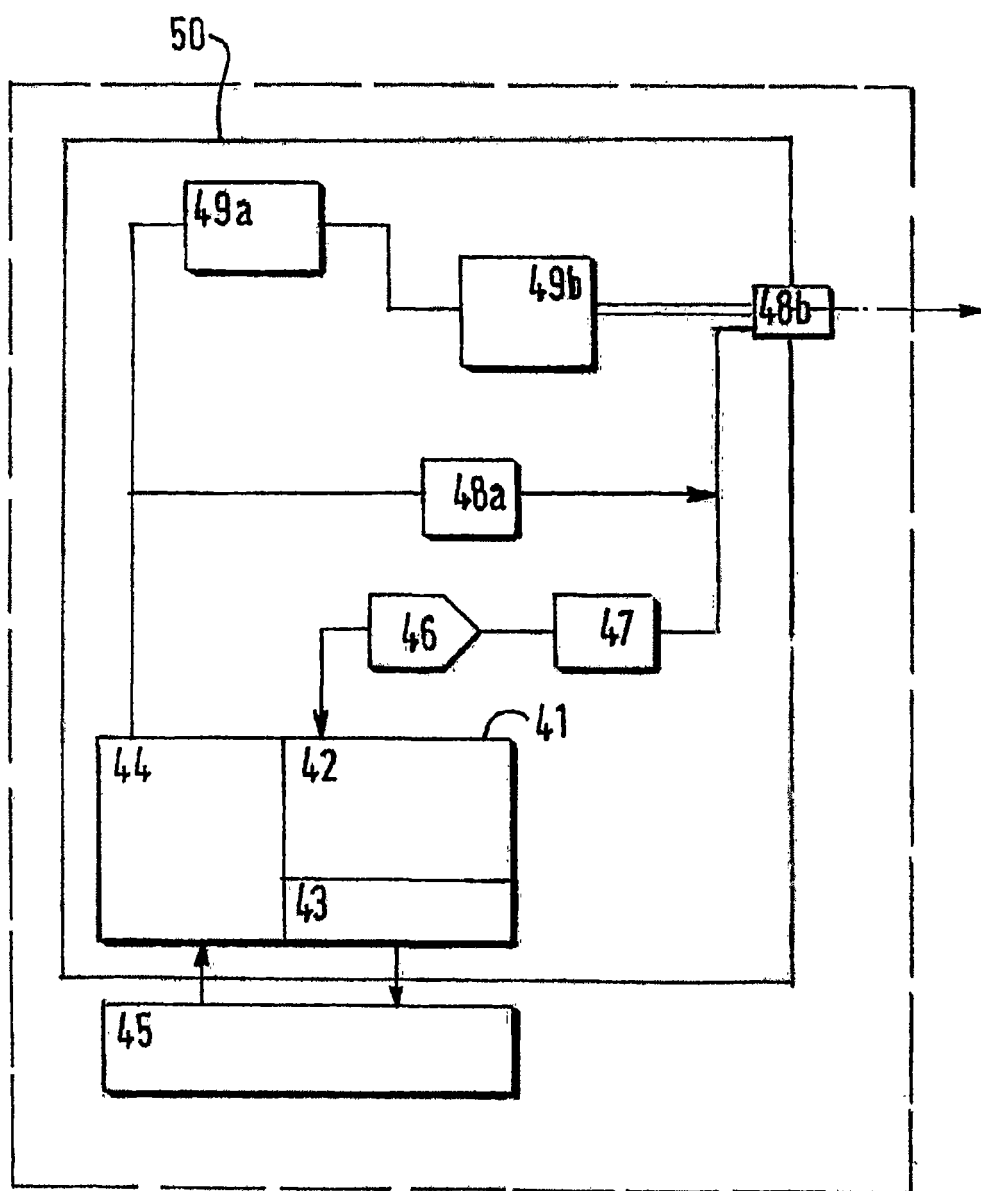


图 5

专利名称(译)	用于测量生物组织的粘弹性质的设备及使用该设备的方法		
公开(公告)号	CN101657159A	公开(公告)日	2010-02-24
申请号	CN200880009198.2	申请日	2008-03-20
[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 S·约恩		
发明人	L·桑德兰 S·约恩		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/08 G01S7/52038 G01S7/52026 A61B8/485		
代理人(译)	王茂华		
优先权	2007002050 2007-03-21 FR		
其他公开文献	CN101657159B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于使用当剪切波通过生物组织时超声波被这些组织反射的处理来测量生物组织的粘弹性质的设备(30, 50), 其中, 所述设备包括: 用于形成包括关于来自相同发射的反射超声波的数据的线(L1, L2, L3)的装置(M1, M2, M3); 用于确定关于在组织与放射发射的换能器之间的位移的参数(3b)的装置; 以及用于根据定义获取物(3a)的线(L1, L2, L3)的集合计算介质的固有位移(3d)的装置(36)。根据本发明, 该设备的特征在于, 其包括用于在形成该相同获取物(3a)的第二超声线(L3)之前或期间使用相对参数(3b)处理第一超声线(L1, L2)以确定生物组织的固有位移(3d)的装置。

