



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101843501 B

(45) 授权公告日 2011. 12. 14

(21) 申请号 200910139336. 5

第 5 行至第 17 页第 9 行、附图 1-9.

(22) 申请日 2009. 04. 30

JP 特开平 8-38470 A, 1996. 02. 13, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 陈昭阳

12/382, 699 2009. 03. 23 US

(73) 专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72) 发明人 郑永平

(74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理

有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 6267728 B1, 2001. 07. 31, 说明书第 2 栏  
第 43 行至第 6 栏第 61 行、附图 1-5.

CN 101156789 A, 2008. 04. 09, 说明书第 5 页

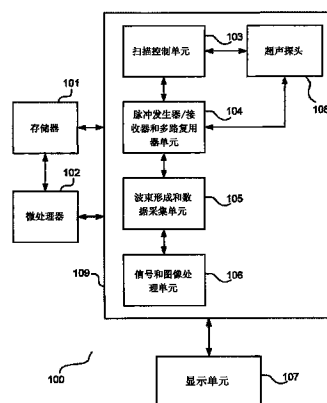
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 6 页

(54) 发明名称

一种用于超声成像和弹性测量的方法及仪器

(57) 摘要

本发明涉及一种用于超声成像和弹性测量的方法,包括扫描物体获得 B 型超声图像,从 B 型超声图像中选取 A 型信号,由一组选定的超声传感器在所选取的 A 型信号的位置传输高帧率超声信号,基于高帧率超声信号构建瞬态 M 型图像,基于瞬态 M 型图像增强剪切波的传播轨迹,基于传播轨迹和显示结果计算物体的弹性,并同时显示 B 型超声图像和瞬态 M 型测量结果。本发明还涉及一种用于超声成像和弹性测量的仪器。本发明只需要修改软件,并对硬件做少量改动,就能使用常规超声成像设备同时进行弹性测量和超声成像。大大降低了成本,方便使用。



1. 一种用于超声成像和弹性测量的方法,其特征在于,所述方法包括:  
扫描物体以获得 B 型超声图像;  
从 B 型超声图像中选取 A 型信号;  
生成触发信号控制触发信号控制模块在触发瞬间生成扰动,该触发信号同时用来控制瞬态 M 型扫描;或者确定是否检测到扰动信号,在检测到扰动信号时生成触发信号控制瞬态 M 型开始扫描;  
由一组选定的超声传感器在所选取的 A 型信号的位置传输高帧率超声信号,所述高帧率至少为 1000 帧 / 秒;基于高帧率超声信号构建瞬态 M 型图像;  
基于瞬态 M 型图像增强剪切波的传播轨迹;  
基于传播轨迹和显示结果计算物体的弹性;  
并同时显示 B 型超声成像和瞬态 M 型测量结果。
2. 根据权利要求 1 所述方法,其特征在于,所述剪切波传播轨迹叠加到瞬态 M 型图像上。
3. 根据权利要求 2 所述方法,其特征在于,所述剪切波轨迹包含一条用来指示轨迹斜率的线。
4. 根据权利要求 1 所述方法,其特征在于,所述剪切波传播轨迹用于计算沿深度方向的斜率分布。
5. 根据权利要求 4 所述方法,其特征在于,由扫描控制单元控制选取 A 型信号的位置并在整个 B 型图像上进行自动扫描以获得在每个位置的分布并构建一幅关于斜率的新图像。
6. 根据权利要求 5 所述方法,其特征在于,进一步包括基于所述斜率得到杨氏模量图。
7. 一种用于超声成像和弹性测量的仪器,包括相互连接的存储器、微处理器、超声扫描仪和显示单元;其中,  
所述存储器包括用来驱动所述超声扫描仪的计算机可执行程序代码;  
所述微处理器与存储器通信,执行指令来控制所述超声扫描仪;  
所述显示单元用于显示超声扫描仪获得的超声图像;  
所述超声扫描仪进一步包括扫描控制单元、脉冲发生器 / 接收器和多路复用器单元、波束形成和数据采集单元、信号和图像处理单元,以及超声探头;  
所述扫描控制单元控制与超声探头相连的电动机来执行扫描,并根据选择线控制超声探头以至少 1000 帧 / 秒的高帧率扫描 M 型信号;  
所述脉冲发生器 / 接收器和多路复用器能被扫描控制单元控制生成时序脉冲来驱动超声传感器和进行电子扫描,这能够激活超声探头中选定的传感器子集,并从超声探头处接收信号;  
所述波束形成器和数据采集单元生成适当的延时来驱动换能器阵列中的的不同阵元,并以不同的延时从不同器件采集超声信号;  
所述信号和图像处理单元处理瞬态 M 型信号序列并测定组织弹性,并处理波束形成信号来生成 B 型超声图像;  
所述仪器还包括用于被超声扫描仪的触发信号控制在触发瞬间生成振动、撞击、声辐射力、或用于肌肉收缩的电刺激的模块,或者包括用于从体表捕捉扰动信号并将其作为一个触发信号来启动瞬间 M 型扫描的传感器。

8. 根据权利要求 7 所述的仪器,其特征在于,所述超声探头包括一系列超声换能器以及安装在超声探头内的振动器,所述振荡器被装在所述超声换能器元件阵列的基底材料上以对组织施加振动,其中组织与超声探头的表面相接触,且所述振动器是由一个脉冲发生器驱动的,所述脉冲发生器由来自超声扫描仪的触发信号触发。

## 一种用于超声成像和弹性测量的方法及仪器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及传统超声扫描仪的超声成像和弹性测量。

### 背景技术

[0002] 组织弹性的测量在各临床领域中均非常的重要,如评估各类肝脏疾病导致的肝脏纤维化、烧伤导致的疤痕、放疗引起的组织纤维化、收缩和疲劳造成的肌肉僵化等。因此,多种测量组织弹性的技术应运而生,例如:美国专利 No. 6494840 提出了一种基于超声印压技术来定量检测组织弹性的组织触诊设备。通过使用超声成像探头来进行超声印压测量,可以在超声成像的引导下测定组织弹性。

[0003] 然而,触诊设备有若干限制,包括对组织边界条件的要求。例如,需要对组织进行直接挤压,并需要一个位于下方的组织边界。而且,该设备只能提供整个被压缩组织的平均弹性值。

[0004] 另一项技术使用静态挤压的方法通过应变成像来测定组织内的弹性分布,例如,美国专利 NO. 5107837 所述。另外,美国专利 No. 5099848 讨论了另一种使用振动源和多普勒组织速度检测来描绘弹性分布的技术。此外,还开发出了一些利用振动或声辐射力在组织中生成剪切波 (shear waves),同时使用高帧率超声监测剪切波的传播来对组织弹性进行测量或成像的方法。

[0005] 使用上述方法,利用振动和辐射力能够测量弹性的固有值,如杨氏模量。但是目前仍然有必要使用常规超声成像设备同时进行弹性测量和超声成像。

### 发明内容

[0006] 根据本发明的一方面,提供了一种用于超声成像和弹性测量的方法,该方法包括扫描物体以获得 B 型超声图像,从 B 型超声图像中选取 A 型信号,由一组选定的超声传感器在所选取的 A 型信号的位置传输高帧率超声信号,基于高帧率超声信号构建瞬态 M 型图像,基于瞬态 M 型图像增强剪切波的传播轨迹,基于传播轨迹和显示结果计算物体的弹性,并同时显示 B 型超声成像和瞬态 M 型测量结果。

[0007] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于超声成像和弹性测量的仪器,包括用于扫描物体以获得 B 型超声图像的扫描控制单元,用于从 B 型超声图像中选取 A 型信号的选择单元,用于由一组选定的超声传感器在所选取的 A 型信号的位置传输高帧率超声信号的超声探头,用于基于高帧率超声信号构建瞬态 M 型图像的处理单元,用于基于瞬态 M 型图像增强剪切波传播轨迹的增强单元,用于基于传播轨迹和显示结果计算物体弹性的计算单元,以及用于同时显示 B 型超声图像和瞬态 M 型测量结果的显示单元。

[0008] 结合附图和下面对本发明的典型实施例的描述,本发明的各个方面和特征将是显而易见的。

### 附图说明

- [0009] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:
- [0010] 图 1 是本发明的硬件模块的典型框图;
- [0011] 图 2 是根据本发明的实施例的超声探头配置的示意图;
- [0012] 图 3 是同步显示 B 型图像和瞬态 M 型图像的示意图;
- [0013] 图 4 是生成高帧率超声信号的例子示意图;
- [0014] 图 5 是同步显示 B 型图像和瞬态 M 型超声图像的典型流程图;
- [0015] 图 6 是在扰动源不可控的情况下,同步显示 B 型和瞬态 M 型超声图像的典型流程图;
- [0016] 图 7A 是根据本发明的实施例的瞬态 M 型信号序列图;
- [0017] 图 7B 是根据本发明的实施例的增强的剪切波传播轨迹图像;
- [0018] 图 8 是根据本发明的另一实施例的超声探头配置示意图。

### 具体实施方式

[0019] 下面将结合具体实施例并参照附图对本发明进行进一步的说明。

[0020] 图 1 是本发明的硬件模块的典型框图。超声扫描系统 100 包括存储器 101、微处理器 102、超声扫描仪 109 和显示单元 107。超声扫描仪 109 包括扫描控制单元 103、脉冲发生器/接收器和多路复用器单元 104、波束形成和数据采集单元 105、信号和图像处理单元 106,以及超声探头 108。图 1 中每个元件都能够与超声扫描系统 100 中另一个元件通信。

[0021] 微处理器 102 能够执行指令来控制超声扫描仪 109。微处理器 102 可以与存储器 101 通信,存储器 101 可能包括用来驱动超声扫描仪 109 的计算机可执行程序代码。存储器 101 作为超声扫描系统 100 的主存储器。微处理器 102 和存储器 101 可以设置在外部设备中,如设置在个人电脑中。在另一个具体实施例中,存储器 101 和微处理器 102 内置于超声扫描仪 109 内。

[0022] 在机械扫描的情况下,扫描控制单元 103 控制与超声探头 108 相连的电动机来执行扫描。超声探头 108 可包含一系列超声传感器,这将在下面结合图 2 进行说明。

[0023] 扫描控制单元 103 控制脉冲发生器/接收器和多路复用器 104 生成时序脉冲来驱动超声传感器和进行电子扫描。它也能够激活超声探头 108 中选定的传感器子集,并从超声探头 108 处接收信号。

[0024] 波束形成器和数据采集单元 105 生成适当的延时来驱动换能器阵列中的的不同阵元,并以不同的延时从不同器件采集超声信号。信号和图像处理单元 106 处理瞬态 M 型信号序列并测定组织弹性,这些将在下面结合图 7A 和 7B 进行详细描述。信号和图像处理单元 106 也能处理波束形成信号来生成 B 型超声图像。

[0025] 显示单元 107 显示超声扫描仪获得的超声图像。显示单元 107 可以是一个外置显示设备,如阴极射线管 (CRT) 显示器或液晶显示 (LCD) 屏。该显示单元也可能是一个内嵌于超声扫描仪的液晶显示屏。

[0026] 图 2 示出了根据本发明一个实施例的超声探头 108。该探头可以通过一个可弯曲的电缆连接到超声扫描仪 109。如图 2 所示,超声探头包含一系列超声传感器 210。在本实施例中,示出了 128 个探头 (T1 ~ T128)。然而,本发明并未限定超声传感器的数目,可以采用任何数量的传感器。

[0027] 超声扫描仪 109 可以工作在两种常见模式下。第一种是用超声束扫描整个成像平面来构建组织的图像 (B 型), 第二种是将超声束固定在一定位置以连续获得沿波束方向的组织的超声信号 (M 型)。对于 B 型扫描, 波束的扫描可以利用电子扫描或机械扫描来实现。对于 M 型扫描, 所获得的超声信号可以被绘制出来, 从而显示随着时间的推移组织内的任何运动。传统的 M 型用来观测心脏的运动, 而且通常不要求非常高的帧速率。该信号也可被用于频率分析来获取组织的局部速率, 如血流量。该模式被称为多普勒模式。

[0028] 图 3 是根据本发明的实施例的 B 型 320 和瞬态 M 型 330 超声图像的同步显示示意图。瞬态 M 型可用于监测组织内剪切波的传播。如果该组织是均匀的, 那么剪切波的速度在不同深度将是一致的, 其轨迹也将是一条直线。如果该组织是不均匀的, 剪切波轨迹将是曲线 (图 7A)。关于这一点, 剪切波在组织中的传播速度代表了组织的硬度或弹性模量。

[0029] 图 3 中的选择线 310 可以由扫描控制单元 103 控制, 以对 B 型图像进行自动扫描。在线 310 所处的每个位置都可以得到一幅瞬态 M 型超声图像。各个位置沿深度方向的斜率分布都可以被计算出来。所有位置的斜率分布 (Slopeprofile) 可以用来构建斜率图像。通过由斜率计算得到的杨氏模量, 可以构建杨氏模量图。

[0030] 根据力学和声学, 杨氏模量 (用于测量组织弹性) 可以通过以下方程式计算:

$$[0031] \quad c_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (1)$$

$$[0032] \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (2)$$

[0033] 其中:  $c_s$  指组织中剪切波的传播速度,  $G$  是组织的剪切模量,  $\rho$  是组织密度,  $E$  是杨氏模量,  $\nu$  是组织的泊松比。因为组织主要由水组成, 当以足够高的压缩速率对其进行压缩时它几乎是不可压缩的, 在这一假设下泊松比接近 0.5, 将等式 (1) 和 (2) 合并, 可得:

$$[0034] \quad E = 3 \rho c_s^2 \quad (3)$$

[0035] 使用等式 (3) 和已知组织密度, 通过瞬态 M 型测量出剪切波速度, 就可以计算出杨氏模量。对于特定组织, 如肝脏, 其密度是相对一致的。因此, 可以用一个常量值。

[0036] 如果考虑每个不同深度的杨氏模量, 上述计算可应用于获得每段剪切波轨迹的斜率。如果杨氏模量是有深度依赖性的, 图 7B 中的轨迹 501 就不会是一条直线。该轨迹可以表示为:

$$[0037] \quad y = x(t) \quad (4)$$

[0038] 轨迹的斜率分布可以由以下公式得到:

$$[0039] \quad c_s(y) = y' = \frac{dx(t)}{dt} \quad (5)$$

[0040] 其中  $c_s(y)$ , 即轨迹的斜率分布, 代表组织中不同深度的剪切波的传播速度。平滑技术, 如移动平均数或中值滤波, 可用于平滑斜率分布。上述深度依赖的剪切波传播速度的计算可应用于构建瞬态 M 型图像的所有选定部位。因此, 可以得到剪切波传播速度的二维图, 即轨迹的斜率, 其可采用  $c_s(x, y)$  来表示, 其中  $X$  表示横向尺寸,  $Y$  表示深度方向。使用  $c_s(x, y)$  和等式 (3), 可以计算出杨氏模量图。

[0041] 超声扫描仪 109 以大约 30 帧 / 秒的速度进行 B 型扫描。在进行 B 型扫描时,可以选择某一感兴趣的特定位置,如线 310。当选择某一感兴趣的特定位置时,也就选定了相应的传感器子集来进行瞬态 M 型扫描。例如,传感器子集可能包括 32 个传感器 (即 T33-T64)。然后,提高用来驱动传感器子集的帧率,至少 1000 帧 / 秒,以在感兴趣的位置 (一个固定位置) 采集超声信号以构建瞬态 M 型图像。通过在 B 型和瞬态 M 型扫描间连续切换,可同步观测 B 型超声图像与瞬态 M 型超声图像。

[0042] 高帧率可以被用来监测组织的扰动,组织的扰动可以通过多种方法生成,例如,施加于体外或者在体内生成 (如心脏搏动) 的振动或撞击、由聚焦超声束生成的声辐射力、插入组织内的振动探针、自发性或电刺激引起的肌肉收缩等。一般来说,机械剪切波可以由振动、撞击、心脏搏动、肌肉收缩和声辐射力等引发。剪切波在组织内以比超声成像使用的纵波慢很多的速度传播。因而,瞬态 M 型超声可以观测组织内剪切波的传播。

[0043] 传统 M 型中没有用于观测的同步机制,即 M 型图像是通过使用有用的 A 型超声信号逐帧连续构建的。各 M 型帧的起点 (starting point) 都不与其他信息同步。通常,当 M 型被用来观察心脏组织时,ECG 信号也被记录下来并被添加到 M 型图像的上部以作参考。然而,ECG 信号并非用于同步 M 型图像。在本发明中,瞬态 M 型超声图像与振动、撞击或干扰组织的声辐射力的开始时刻同步。因此,反复扰动期间采集的瞬态 M 型图像可以稳定地在屏幕上显示。

[0044] 有两种方式来同步瞬态 M 型图像与扰动信号。第一种情况,扰动的开始时刻可以被控制,包括外部施加的振动、撞击或声辐射力,或者为肌肉收缩施加的电刺激等情况。在这种情况下,超声扫描仪可以生成一个触发信号以控制相应模块在这一触发瞬间生成振动、撞击、声辐射力、或用于肌肉收缩的电刺激。同样的触发信号也可以用来控制瞬态 M 型开始扫描。因此,瞬态 M 型图像和扰动得以同步。为了观测扰动后最开始时刻的活动,可以发送触发信号延迟或提前一定时间启动瞬态 M 型扫描。此外,为了观测组织受到的实际扰动,可将运动传感器,如加速度计,附在组织表面,采集与扰动有关的信号。这个信号可以叠加在瞬态 M 型图像上。

[0045] 在另一个具体实施例中,扰动的开始时刻无法得到控制,如心脏搏动、自发性肌肉收缩、手指或仪器对组织的人为碰撞。在这种情况下,我们可以使用一个传感器从体表捕捉扰动信号并将其作为一个触发信号来启动瞬间 M 型扫描。上述传感器可以是用来探测组织运动的加速度计,由加速度指示的组织运动的开始时刻可用于触发。同时,运动传感器采集的扰动信号也可以显示在瞬态 M 型图像中以作参考。

[0046] 在传统的 M 型超声图像,只用包络 A 型信号来构建 M 型图像。因此,超声信号的相位信息没有得到保存。在瞬态 M 型中,射频 (RF) 数据被用来构建图像,随后的图像处理也是基于该 RF 数据。

[0047] 图 5 示出了同步显示 B 型和瞬态 M 型超声图像的处理步骤的流程图。此方法可兼用于机械和电子超声扫描。B 型图像和 M 型图像是可选择性、连续获得并显示的。

[0048] 在步骤 S501 中,超声扫描仪 109 进行扫描来构建 B 型图像。随后,在步骤 S502 中超声扫描仪从 B 型图像中采集 A 型信号。在步骤 S503 中,超声探头生成触发信号。此后,触发信号控制模块在触发瞬间生成扰动。施加到组织上的扰动可以是电控制的,例如使用振动器触发扰动。在步骤 S505 中,在选定的位置生成高帧率超声信号波束。例如,用户可

以选择在一个固定的位置来聚焦超声信号。

[0049] 如图 4 所示,可选择一个想要的位置构建 M 型图像。一组传感器子集也随之被选用来生成并聚焦超声信号。例如,传感器 T33 到 T64(32 个传感器)被选用来聚焦超声信号以构建瞬态 M 型图像(请注意,本发明不限制构建 M 型图像的超声传感器数量)。通过聚焦超声信号,超声扫描仪可以高帧率传输超声信号。因此,可以生成一个高帧率超声信号 410。

[0050] 在步骤 S506 中,基于一系列的 RF 超声数据,构建了瞬态 M 型图像,如图 7A 所示。图 7A 是一个基于 RF 数据采集低于 6000 帧/秒 A 型超声信号而获得瞬态 M 型图像的典型结果。图 7A 中的 Y 轴代表组织深度, X 轴代表信号采集的时间。图 7B 是一幅剪切波传播轨迹的增强图像(步骤 S507)。接下来,在步骤 S508 中,虚线 701 是手动或自动绘制出的轨迹斜率,它可以被叠加到图 7A 的瞬态 M 型图像中。此外,为了计算轨迹各处的斜率,可以分段计算该轨迹,以获得沿深度方向的斜率分布。此分布可用灰阶或彩阶编码并叠加在 B 型或 M 型图像中。

[0051] 在步骤 S509 中,超声扫描系统 100 对瞬态 M 型扫描的弹性测量(杨氏模量)进行计算,并在步骤 S510 中在显示单元 107 中显示其结果。如果需要更多扫描,该进程返回到步骤 S501。否则这一进程结束。

[0052] 图 6 是在扰动源不可控的情况下显示 B 型和瞬态 M 型超声图像的典型流程图。步骤 S501、S502 和 S505 至 S510 与图 5 中描述的相同,故不再对其进行说明。步骤 S601 确定了是否检测到扰动信号。如果没有检测到扰动信号,该进程返回步骤 S501。另一种情况,当检测到扰动信号时,进程跳转到 S505。启动 M 型扫描的触发信号采集自与干扰有关的信号,可以是心电信号、心脏搏动,采用加速度计在组织表面采集的加速度信号等。

[0053] 本发明可以提供一种存储介质,其用于将用于执行上述进程的程序代码存储在计算机系统或设备中(如个人电脑),并由计算机系统或仪器的 CPU 或 MPU 从存储介质读取程序代码,然后执行该程序。

[0054] 图 8 举例说明了本发明的另一个具体实施例。在此实施例中,超声探头阵列 800 包含设置在超声探头内部的振动器 810。它被固定在超声传感器元件(T1 至 T128)后面的基底材料或阻尼材料 820 上,对接触到探头表面的组织 830 施加振动。该振动器是由一个脉冲发生器驱动的,脉冲发生器由来自超声扫描仪的触发信号触发。虽然本发明结合了具体实施例进行说明,但是应当理解本发明并不限于所公布的具体实施例。下列权利要求的范围应符合其最广的解释,并包括各种改变或等效替换而得的结构和功能。



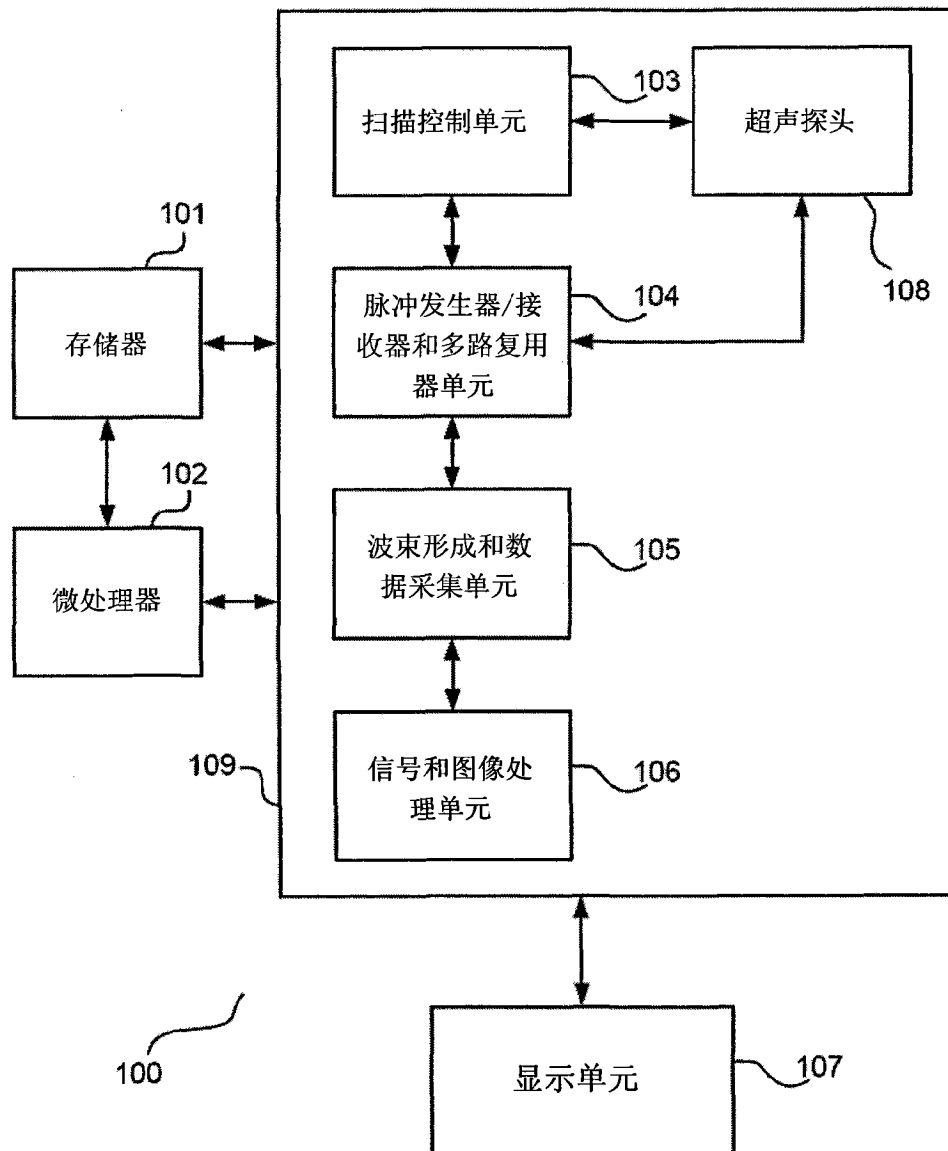


图 1

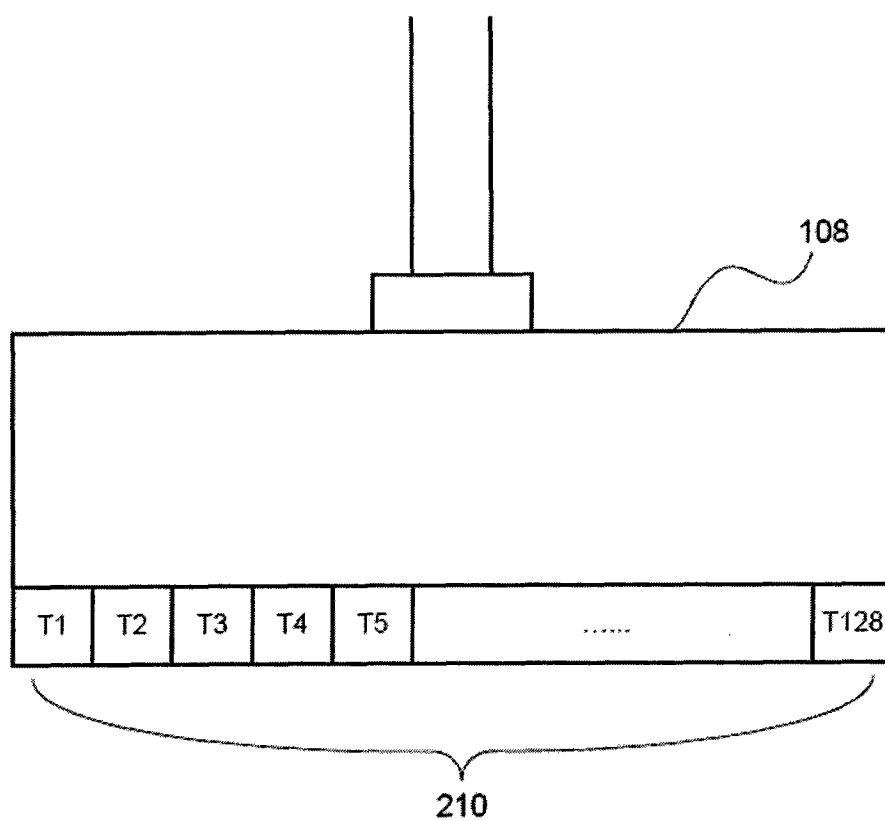


图 2

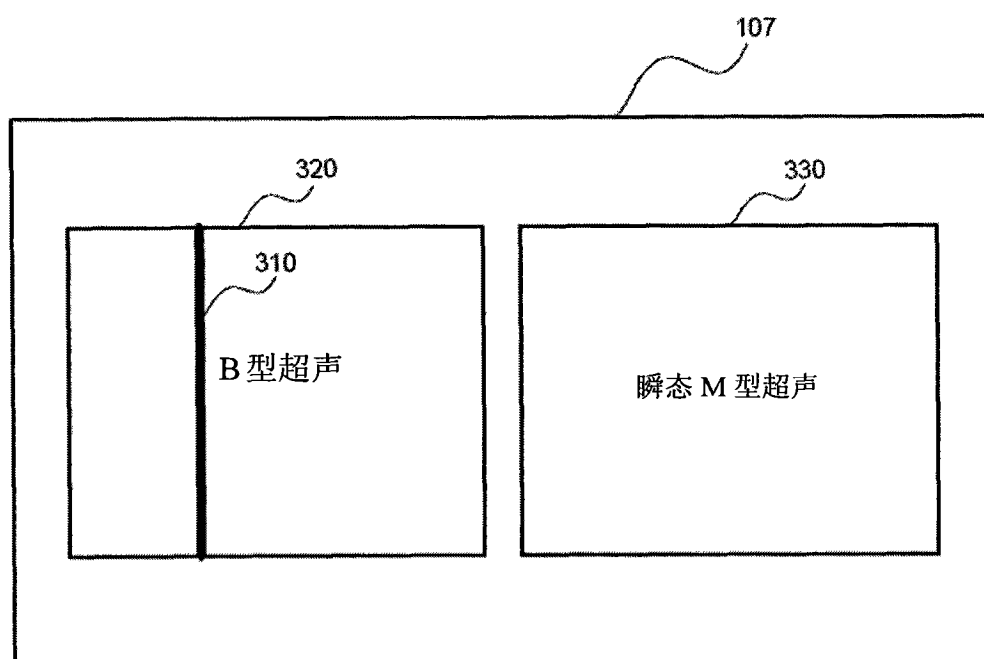


图 3

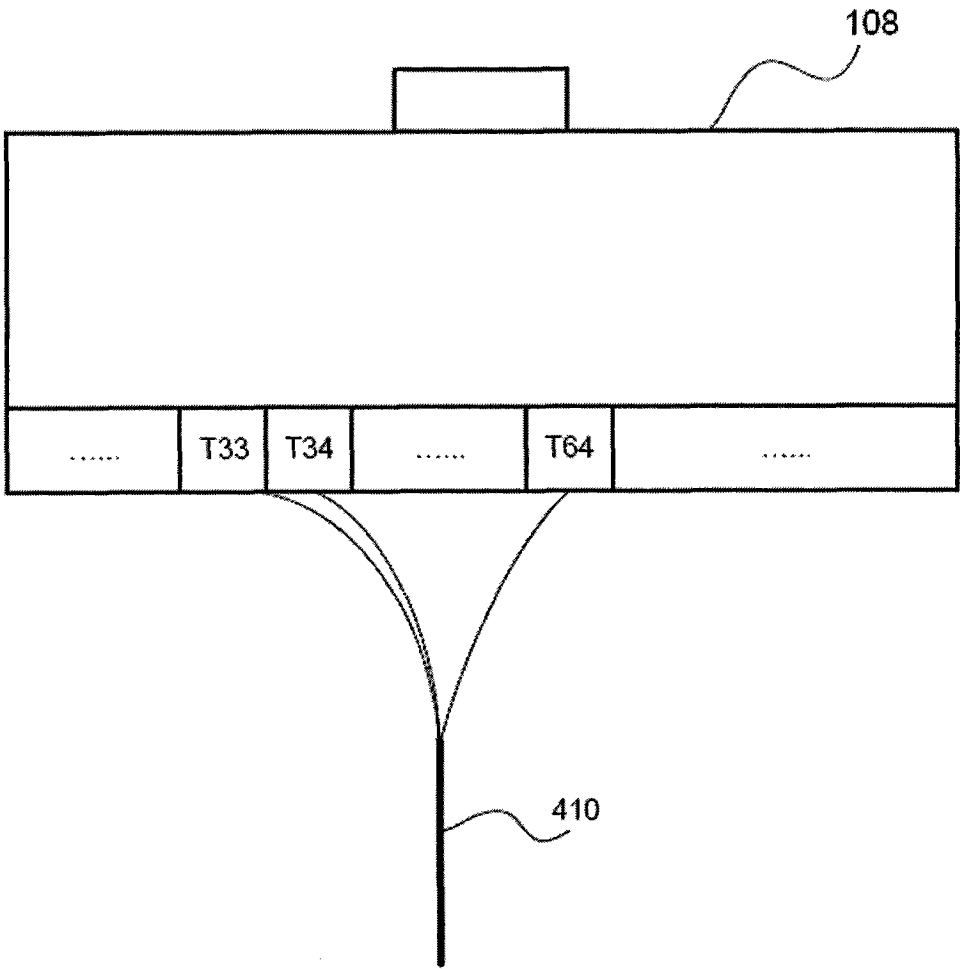


图 4

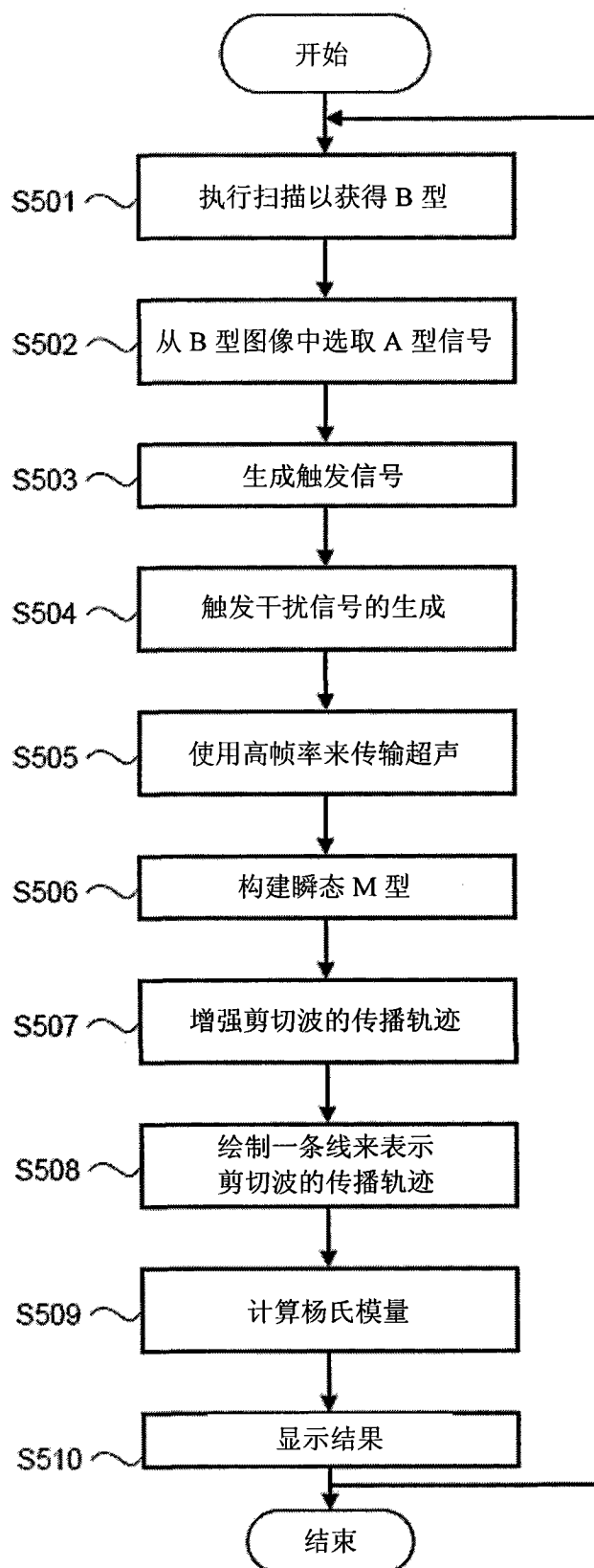


图 5

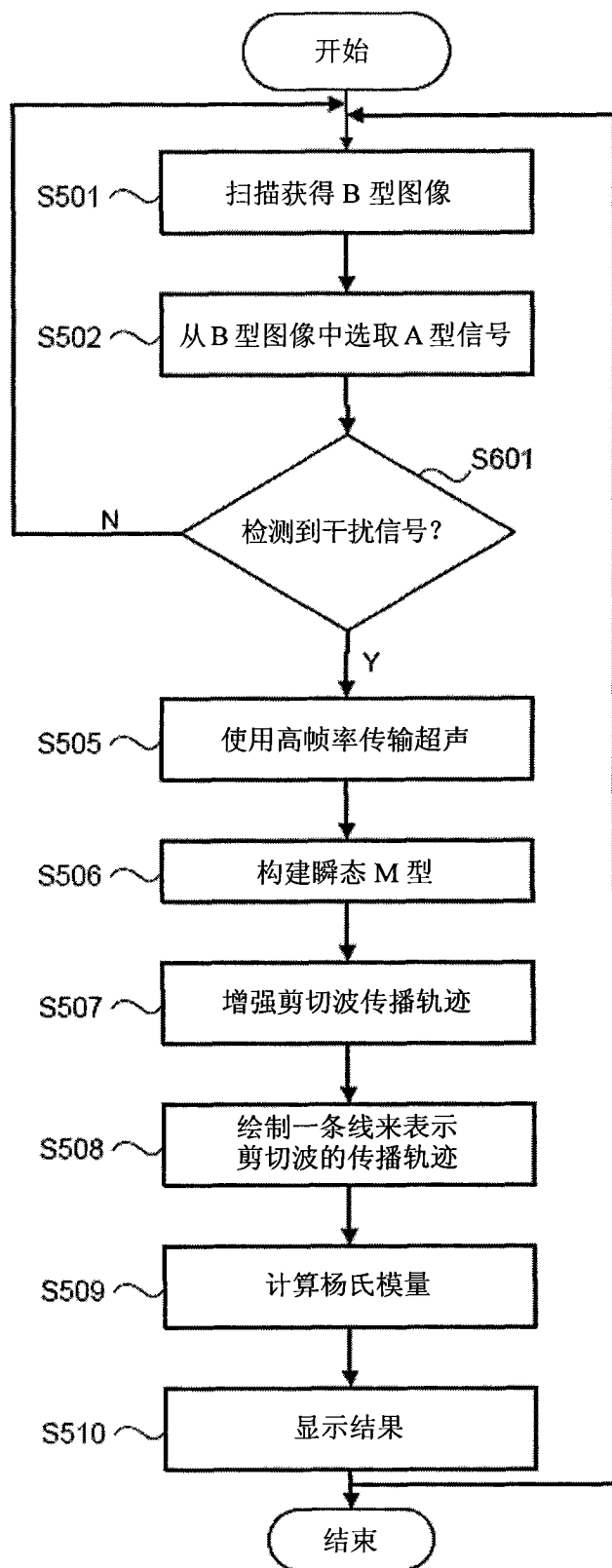


图 6

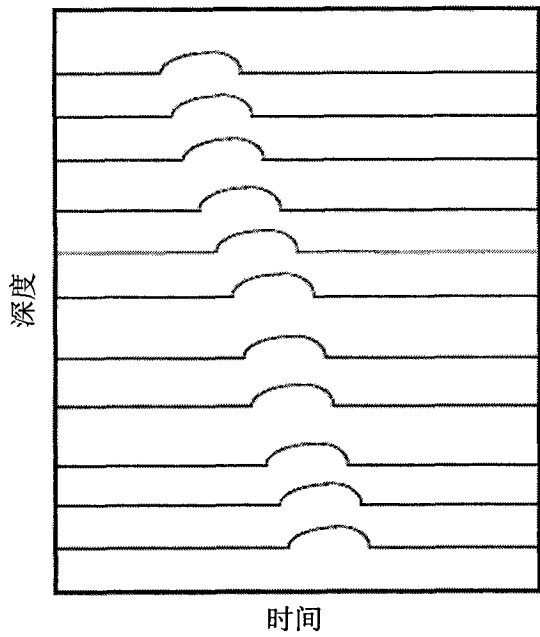


图 7A

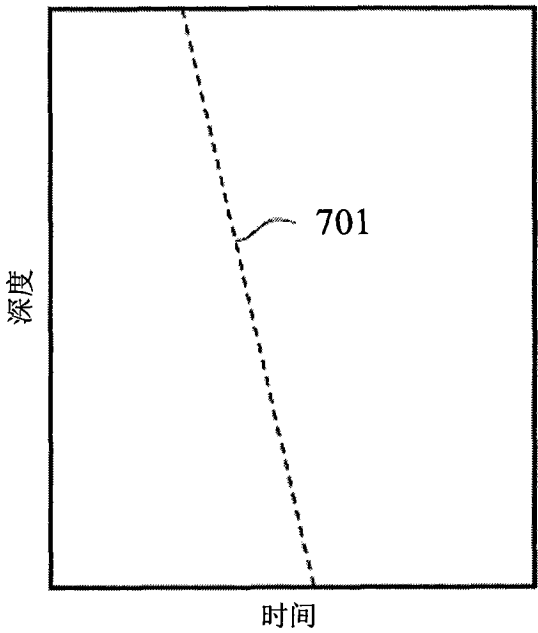


图 7B

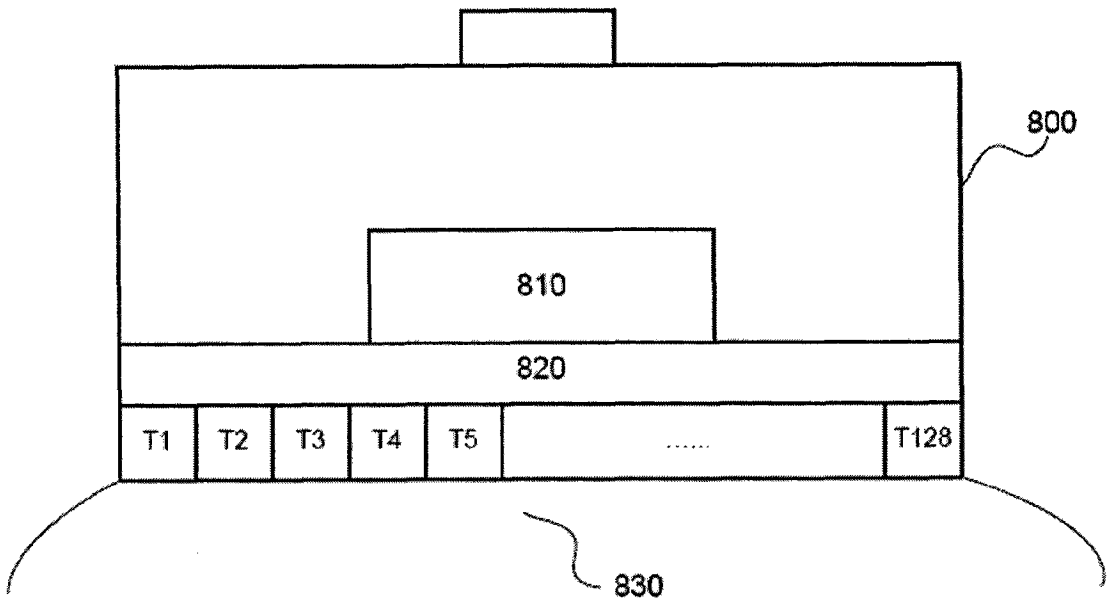


图 8

专利名称(译)	一种用于超声成像和弹性测量的方法及仪器		
公开(公告)号	<a href="#">CN101843501B</a>	公开(公告)日	2011-12-14
申请号	CN200910139336.5	申请日	2009-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
[标]发明人	郑永平		
发明人	郑永平		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/463 A61B8/485		
代理人(译)	郭伟刚		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	12/382699 2009-03-23 US		
其他公开文献	CN101843501A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明涉及一种用于超声成像和弹性测量的方法，包括扫描物体获得B型超声图像，从B型超声图像中选取A型信号，由一组选定的超声传感器在所选取的A型信号的位置传输高帧率超声信号，基于高帧率超声信号构建瞬态M型图像，基于瞬态M型图像增强剪切波的传播轨迹，基于传播轨迹和显示结果计算物体的弹性，并同时显示B型超声图像和瞬态M型测量结果。本发明还涉及一种用于超声成像和弹性测量的仪器。本发明只需要修改软件，并对硬件做少量改动，就能使用常规超声成像设备同时进行弹性测量和超声成像。大大降低了成本，方便使用。

