

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01S 15/89 (2006.01)

G01S 7/521 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03804234.7

[45] 授权公告日 2007 年 10 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 100340867C

[22] 申请日 2003.2.17 [21] 申请号 03804234.7

[30] 优先权

[32] 2002.2.20 [33] US [31] 10/080,160

[86] 国际申请 PCT/IB2003/000609 2003.2.17

[87] 国际公布 WO2003/071306 英 2003.8.28

[85] 进入国家阶段日期 2004.8.19

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 M·D·波兰德 M·G·威尔逊

[56] 参考文献

US6126602A 2000.10.3

US6106472A 2000.8.22

US6013032A 2000.1.11

US 6135961 A 2000.10.24

3 - D Ultrasound Imaging: A Review A. Fenster, D. Downey, IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 15 No. 6 1996

审查员 王 萌

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨生平 王忠忠

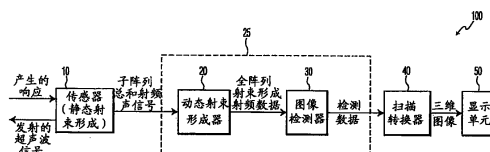
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 10 页

[54] 发明名称

便携式三维超声系统

[57] 摘要

一种包括便携式超声装置的设备，该便携式超声装置具有：发射器，用于发射超声能量；接收器，用于接收根据超声能量产生的响应；信号处理器，用于将产生的响应转换为三维超声图像；以及显示单元，用于显示三维超声图像。



1. 一种便携式超声装置，该便携式超声装置包括：

- 二维传感器阵列，它包括：

发射器，用于发射超声能量；

接收器，用于接收根据发射的超声能量产生的响应；

多个子阵列射束形成器，用于产生多个总和声学信号；

- 信号处理器，用于处理所述多个总和声学信号，所述信号处理器包括：

动态射束形成器，用于从所述多个总和声学信号中产生射束形成数据的阵列；

图像检测器，用于接收射束形成数据并产生三维检测数据；

扫描转换器，用于将三维检测数据转换为三维超声图像；以

及

- 显示单元，用于显示三维超声图像，

所述便携式超声装置还包括膝上型计算机和个人计算机卡，所述个人计算机卡被插入所述膝上型计算机，使得所述动态射束形成器和所述图像检测器都在所述个人计算机卡上形成，所述扫描转换器是由可执行的程序在所述膝上型计算机的 CPU 上运行而形成的，而所述显示单元是所述膝上型计算机的屏幕。

2. 根据权利要求 1 所述的便携式超声装置，进一步包括用于对便携式超声装置供电的电池。

3. 根据权利要求 1 所述的便携式超声装置，其中所述多个子阵列射束形成器包括：一组静态发射延迟，用于延迟产生的响应；一组静态接收延迟，用于延迟多个产生的响应；以及第一加法器，用于对该多个被延迟的产生的响应求和，以产生该多个总和声学信号。

4. 根据权利要求 1 所述的便携式超声装置，其中所述信号处理器包括动态射束形成器，该动态射束形成器包括：多个动态接收延迟，用于延迟多个总和声学信号；以及第二加法器，用于对多个被延迟的总和声学信号求和，以产生所述射束形成数据的阵列。

5. 根据权利要求 1 所述的便携式超声装置，其中所述三维超声图像是双平面图像、多平面图像、在用户定义取向上的单一图像、立体图像以及全息图像之一。

6. 根据权利要求 1 所述的便携式超声装置，其中所述三维检测数据包括多条三维的扫描线，而所述静态发射延迟聚集发射的超声能量，以产生所述多条三维的扫描线，和/或所述动态接收延迟聚集接收的响应，以产生所述多条三维的扫描线。

7. 一种方法，该方法包括以下步骤：

- 利用包括二维传感器阵列的便携式或手提式装置扫描人体，所述扫描步骤包括以下子步骤：

从该便携式或手提式装置发射超声能量，

接收根据发射的超声能量产生的响应，

- 延迟多个产生的响应并对多个被延迟的产生的响应求和，以产生多个总和声学信号产生的响应，

- 将所述多个总和声学信号从二维传感器阵列发送到信号处理器，

- 延迟所述多个总和声学信号并对所述多个被延迟的总和声学信号求和，以产生射束形成数据的阵列，

- 从所述射束形成数据的阵列中产生三维检测数据，

- 将三维检测数据扫描转换为三维超声图像，

- 在该便携式或手提式装置上显示三维超声图像，

所述方法的特征在于：使可执行的程序在膝上型计算机的 CPU 上运行而形成所述的将三维检测数据扫描转换为三维超声图像的所述步骤；在 PC 卡上形成所述的步骤：延迟所述多个总和声学信号并对所述多个被延迟的总和声学信号求和，以产生射束形成数据的阵列，所述 PC 卡被插入所述膝上型计算机；并且，所述的显示三维超声图像的步骤是在所述膝上型计算机的屏幕上进行的。

便携式三维超声系统

技术领域

本发明涉及一种便携式超声装置,本发明更特别地涉及一种显示三维图像的手提式或手持式超声装置。

背景技术

以前,为了产生三维超声图像,需要大型的机器。这些机器使用具有一维阵列元件的传感器,为了产生三维图像,它们需要复杂的电路系统以及复合摆动或前后运动的传感器。因为它们的尺寸和复杂性,所以这些机器需要大型电源和粗电源线,这使得这些机器不便携带。此外,这些机器没有采用当今计算机技术的进步,这些进步使得可以利用小芯片部件实现复杂信号处理。因此,先前的三维超声机是完全固定的,可以在重达300-400磅的手推车上移动,或者安装在由车厢运输的大箱子里,但是它太重了,不能手工携带。这些机器的制造和运行昂贵,而且因为它们的尺寸,所以只能在特定的场所进行超声分析。尽管先前的便携式超声装置可以产生二维图像,但是为了产生三维图像需要执行射束形成、润色以及其它处理所需的电路系统太大,以致不能移动。

发明内容

本发明涉及一种设备,该设备包括便携式超声装置,该便携式超声装置包括:发射器,用于发射超声能量;接收器,用于接收根据发射的超声能量产生的响应;信号处理器,用于将产生的响应转换为三维超声图像;以及显示单元,用于显示三维超声图像。

本发明进一步涉及一种设备,该设备包括便携式超声装置,该便携式超声装置包括传感器,该传感器包括多个声学元件,用于发射超声能量并接收根据该超声能量产生的响应;以及多个子阵列射束形成器,用于根据产生的响应产生多个子阵列总和声学信号;动态射束形成器,包括:多个动态接收延迟,用于延迟所述子阵列总和声学信号;以及全阵列加法器,用于求延迟的子阵列总和声学信号的和,以产生

射束形成数据全集；图像检测器，用于根据该射束形成数据全集，产生三维检测数据；扫描转换器，用于将三维检测数据变换为三维超声图像；以及显示单元，用于显示三维超声图像。

本发明进一步涉及一种方法，该方法包括：利用便携式或手提式装置扫描人体；从便携式或手提式装置发射超声能量；利用便携式或手提式装置接收根据发射的超声能量产生的响应；利用便携式或手提式装置，将响应转换为三维超声图像；以及在便携式或手提式装置上显示三维超声图像。

附图说明

根据下面结合附图对优选实施例所做的描述，本发明的优点将变得更加明显而且更加容易理解，附图包括：

图 1 是示出根据本发明的便携式三维超声装置的运行过程的方框图；

图 2A 是根据本发明的、图 1 所示传感器的透视图；

图 2B 是根据本发明的、图 2A 所示二维阵列的示意图；

图 3 是根据本发明的、图 1、图 2A 和图 2B 所示传感器的方框图；

图 4 是根据本发明的、图 3 所示子阵列射束形成器方框图；

图 5 是根据本发明的、图 1 所示 PC 卡的方框图，以及在其内产生的波形；

图 6 是根据本发明、包括膝上型计算机的图 1 所示便携式超声装置的透视图；

图 7A 是根据本发明另一实施例的传感器透视图；

图 7B 是根据本发明的、图 7A 所示一维阵列的俯视图；

图 8 是根据本发明的手提式三维超声装置的原理图；

图 9 是根据本发明、包括手提计算机的便携式三维超声装置的原理图；以及

图 10 是根据本发明、采用单体式 (uni-body) 设备设计的便携式三维超声装置的原理图。

具体实施方式

现在，将详细说明本发明的当前优选实施例，附图示出其例子，其

中在所有附图中，同样的参考编号表示同样的单元。

图 1 是示出根据本发明的便携式三维超声装置 100 的运行过程的方框图，该三维超声装置 100 包括：手工携带，手工使用或手持式装置。传感器 10 发射超声信号，该超声信号产生从人体（未示出）返回传感器 10 的响应。传感器 10 同样提供静态射束形成，以产生多个子阵列总和射频声学信号，动态射束形成器 20 接收该声学信号。动态射束形成器 20 执行动态射束形成过程，以产生全阵列射束形成数据，图像检测器 30 接收该全阵列射束形成数据，利用该全阵列射束形成数据，图像检测器 30 产生声学检测数据。在 PC（个人计算机）卡 25 上形成动态射束形成器 20 和图像检测器 30。扫描转换器 40 将声学检测数据转换为三维图像，在显示单元 50 上显示该三维图像。

图 2A 是图 1 所示传感器 10 的透视图。传感器 10 由多个以二维阵列 14 方式排列的声学元件 12 和探测电缆 16 形成。声学元件 12 发射超声信号，然后，接收产生的响应。

图 2B 是图 2A 所示二维阵列 14 的俯视图，该二维阵列 14 包括 1000 至 6000 个之间的声学元件 12。例如，将描述具有接近 3000 个声学元件 12 的传感器 10。在图 2B 中，将二维阵列 14 显示为正方形矩阵。然而，还可以采用不同的形状，例如矩形、弧形、椭圆形或圆形阵列，哪个是最佳形状主要取决于被分析的对象。

图 3 是图 1、图 2A 和图 2B 所示传感器 10 方框图。传感器 10 包括多个子阵列射束形成器 18，子阵列射束形成器 18 对通过元件 12 发射和接收声脉冲进行控制，并组合扫描介质产生的声响应，以形成子阵列总和射频声信号，然后，通过信号线 17，从传感器 10 传送子阵列总和射频声信号。每条信号线分别发自一个子阵列射束形成器 18。在探测电缆 16 内，将信号线 17 聚集在一起。在本例中，有 128 条信号线 17。请注意，不是所有的子阵列射束形成器 18 都需要连接到电缆 16。一些子阵列可以仅用于发射，而不用用于接收，从而增加了传感器 10 的发射孔，而无需增加信号线 17 的数量。

图 4 是图 3 所示子阵列射束形成器 18 的方框图。主要有两个射束形成阶段，即，发射和接收。发射期间，传感器 10 的元件 12 产生声脉冲。在接收阶段，传感器 10 的元件 12 接收、放大以及组合由扫描介质中的这些脉冲产生的回波。关于发射阶段形成射束的过程，发射

延迟 11 和 HV (高压) 脉冲发生器 13 产生延迟高压脉冲。延迟高压脉冲进入 T/R (发射/接收) 转换开关 9, 在图 4 中, 所示的 T/R 转换开关 9 处于接收位置, 但是在传输信号时, 可以将它连接到 HV 脉冲发生器 13。图 4 中未示出的是用于设置各发射延迟并用于设置发射延迟 11 和 HV 脉冲发生器 13 的电压的控制装置。声学元件 12 发出声脉冲。各声脉冲互相相对同步, 以在空间上产生散焦。

在接收阶段, 先前发射的声脉冲被体内的组织反射。在声学元件 12 发射声脉冲的时间与接收产生的脉冲的时间之间, T/R 转换开关 9 转换到接收位置。声学元件 12 从身体上的许多位置接收声脉冲, 然后, 接收采样器 15 提取所获得的声波的周期采样, 以产生模拟采样, 该模拟采样的电压低。然后, 接收延迟 19 使该模拟采样延迟。接收延迟 19 是静态延迟, 意味着它们在声波接收过程中是不变的。接收延迟 19 还可以是可编程的。

第一加法器 7 求被分别延迟的各接收信号的和, 而且在求和之后, 可变增益放大器 5 执行 TGC (时间增益补偿)。因为声学元件 12 在越晚时间接收的信号对应于身体内越深的深度, 并因此而被衰减, 所以需要可变增益。通过增加输出, 可变增益放大器 5 补偿该衰减。通过信号线 17, 发送子阵列总和射频声信号。

图 5 是图 1 所示 PC 卡 25 的方框图, 以及在其内产生的波形, PC 卡 25 包括属于 FPGA (现场可编程门阵列) 的动态射束形成器 20 和图像检测器 30。将子阵列总和射频声信号发送到 PC 卡 25 上的 ADC (模数) 变换器 22, ADC 22 将该阵列总和射频声信号变换为数字字流。ADC 变换器具有输入时钟, 该输入时钟以 10MHz 的速率计时, 以产生 10 兆字节/秒的子阵列射束形成数据, 这些数据流入包括接收延迟 24 的动态射束形成器 20。在声回波的整个接收过程中, 动态接收射束形成过程调整模数变换器 22 输出的数字信号采样的延迟。通过重复进行延迟调整, 传感器元件阵列的声焦点沿扫描介质内的反射产生的回波形成的路线移动。当它们通过介质向传感器 10 的表面传播时, 为了跟随反射路径, 预定动态延迟, 从而使每个位置的检测信号的分辨率提高到最高。这与对子阵列元件组执行的静态射束形成相反, 因为这些延迟是保持恒定, 并因此使回波路径上单一深度的焦点分辨率提高到最高。然而, 优先利用诸如串行采样与保持放大器的模拟电路系统实现静态

延迟, 动态接收延迟 24 是数字的, 而且它们进一步延迟子阵列射束形成接收信号并调整每个与相邻信号有关的总延迟, 以改善焦点。被动接收延迟 24 延迟后, 第二加法器 26 将所有子阵列射束形成信号合计为一个射束形成射频数据全集。

图像检测器 30 接收该射束形成射频数据全集, 检测器 30 包括射频滤波器 32, 它是 FIR (有限脉冲响应) 滤波器。射频滤波器 32 抑制不可能源于预定发射波形的部分接收信号, 并在检测后, 隔离提供最大分辨率组织结构的接收信号的频率。滤波器 32 输出端的射频滤波信号仍含有发射载波频率, 但已经利用扫描组织结构产生的反射进行振幅调制。该滤波信号传输到包络检波器 34, 包络检波器 34 产生更慢变的信号, 该更慢变的信号跟随快速移动射频滤波器信号的最大范围或包络。在消除发射载波频率和声传播过程产生的其它频率的情况下, 包络检波信号仅表示接收回波的强度。由于在扫描介质内、不同声阻抗的组织与流体之间的边界上产生回波, 所以在这些边界上, 包络检波信号具有较高的强度, 而且扫描转换器和显示硬件以及软件可以利用该包络检波信号, 以形成组织与流体边界本身的可显示图像。图像检测器 30 还包括对数压缩器 36, 以将该包络检波信号的动态范围减小到肉眼可以处理的范围。这是必要的, 因为与在自然界看到或听到的相似信号相比, 可以扩展对数压缩之前回波的数字振幅。

图像检测器 30 输出声检测数据, 然后, 扫描转换器 40 将该声检测数据从极坐标扫描转换为三维笛卡尔格坐标, 它可以是至少包括 CPU 和主存储器的 PC。进行了扫描转换和润色 (未示出) 之后, 显示单元 50 产生并显示三维图像。采用诸如扭曲变形、三维纹理映像以及光线投影等的润色算法的 PC 主存储器可以执行该润色过程。由于当今计算机领域的发展, 当前, PC 硬件足够强大而且足够小, 因此, 可以在便携式系统中执行这些润色算法和扫描转换。

检测数据包括始终测量的三维体积。如上所述, 利用以二维阵列 14 排列的声学元件 12, 而且通过分别延迟传送到每个元件和从每个元件接收的信号, 可以获得该三维体积。具体地说, 静态发射延迟 11 和静态接收延迟 19 与动态接收延迟 24 的程序设计结合在一起, 并一起确定声扫描线的方向, 这样可以沿三维空间 (通过扫描介质) 内的有向线, 产生并接收回波。通过扫描穿过三维空间的多条线, 产生三维

图像数据集，然后利用公知的润色方法，处理该三维图像数据集，以产生扫描组织的三维显示。

因此，在便携式或手提式超声设备中可以产生三维图像，而且传感器 10 不需要摆动或前后移动。三维图像可以是双平面的（从不同角度同时显示同一个对象的两个图像）、多平面的（同一个对象在不同深度的多个图像）、立体的（显示锥形数据，其中一些数据是透明的）、全息，或者可以扫描几个面，其中选择面或者具有用户选择形状的表面是不透明的。

此外，实时显示三维图像。实时意味着，尽管系统处理该信息并显示它们要花费非常短但是有限的时间，但是从用户的视点看，图像几乎代表病人每个瞬时的实际情况。因此，只要用户可以检测，超声图像就同时显示要分析的对象。

图 6 是包括膝上型计算机 142 的便携式三维超声装置 100 的透视图。为了组装系统，将 PC 卡 25 插入膝上型计算机 142。PC 卡 25 用于实现动态射束形成和图像探测。膝上型计算机 142 的 CPU、主存储器、以及可执行程序（未示出）用于实现扫描转换和润色，而显示单元 50 是膝上型计算机 142 的显示器。因此，图 6 所示的便携式三维超声装置 100 仅重约 10 磅或更轻。

图 7A 是根据本发明另一实施例的传感器 210 的透视图。传感器 210 包括多个以一维阵列 214 排列的声学元件 212。

图 7B 是图 7A 所示一维阵列 214 的俯视图，一维阵列 214 包含约 100 个声学元件 212。一维阵列 214 是一系列线性矩形元件，可以在一个二维平面上形成一组有限角度的扫描射束。因此，为了产生包括三维图像、位于不同角度的多种切片，必须利用移动单元 220 旋转或摇摆它。传感器 210 还包含探测电缆 216。与先前描述的采用一维阵列，或线性排列的系列元件以产生二维超声图像显示的设计不同，本发明可以在便携式或手提式设备中产生三维超声图像，因为当前结合如上所述的改进的润色算法和更强大的计算机，使用整列机器运动的一维阵列。

图 8 是根据本发明的手提式三维超声装置 110 的原理图。手提式三维超声装置 110 的外观和用法与手提式录像机类似。动态射束形成器 20、图像检测器 30 以及扫描转换器 40 位于手提式三维超声装置 110

内，因此未示出。在未使用时，传感器 10 可以放在手提式三维超声装置 110 的主体 111 上，而在用于病人时，可以从主体 111 上卸下。手柄 113 有助于搬运和手持该手提式三维超声装置 110，控制装置 112 用于调整图像，在图 8 中，该图像是双平面图像。铰接 114 可以使手提式三维超声装置 110 在不使用时合上，这样增加了便携性。

图 9 是包括手提 PC 124 的便携式三维超声装置 120 的原理图。手提 PC 124 包括用于调整图像的显示单元 50 和按键 122，并且执行图像检测、扫描转换以及润色。电池组 123 为手提计算机 124 提供电源，还可以包括执行图像检测的电路系统。手提计算机 124 可以是商业上被称为 PDA，即个人数字助理类型的计算机。

图 10 是采用单体式 (uni-body) 设计的便携式三维超声装置 130 的原理图。在独立的、单体式设计中，所有的元件都容纳在包括电池组 136 和控制按钮 132 的一个单元内。

本发明提供了一种容易用手携带和使用而且可以在任何地点使用的真正便携式三维超声装置。因为当前使用改进型传感器设计、改进的润色算法以及更强大的计算机能力，所以本发明克服了先前设计的局限性。

尽管对本发明的几个优选实施例进行了说明和描述，但是本技术领域的熟练技术人员明白，在本发明的原理和实质范围内，可以对这些实施例进行变更，权利要求及其等效物确定本发明范围。

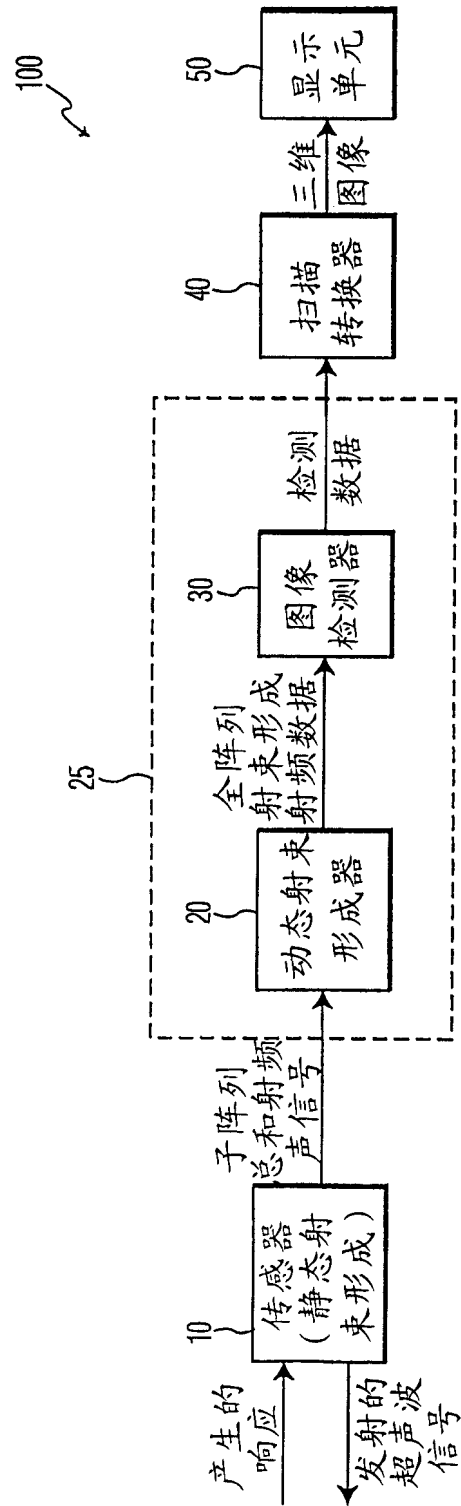


图 1

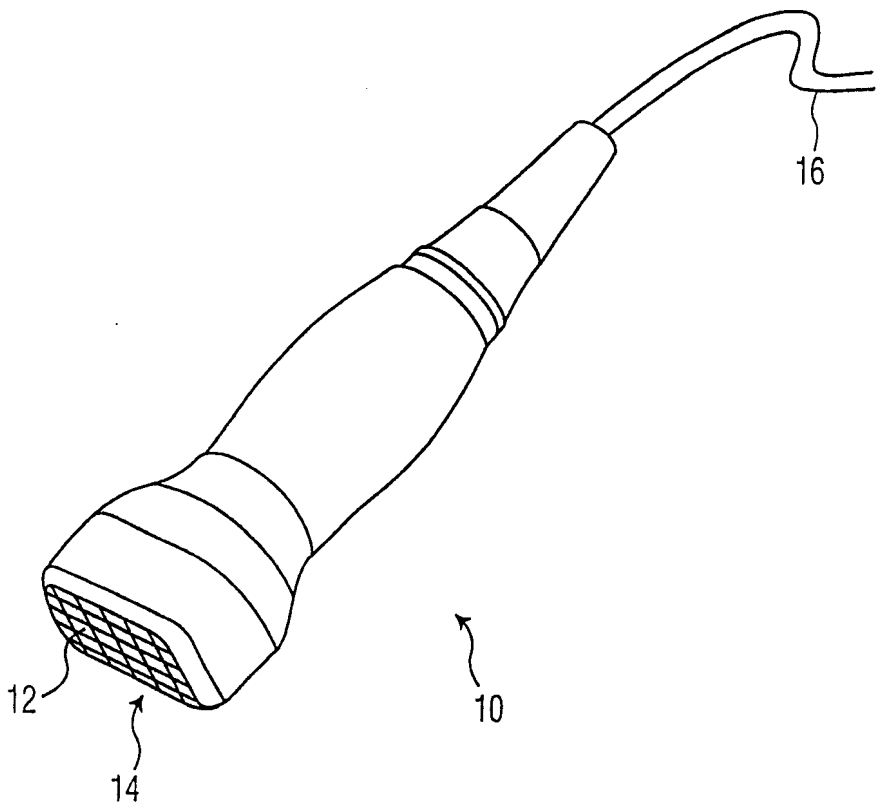


图 2A

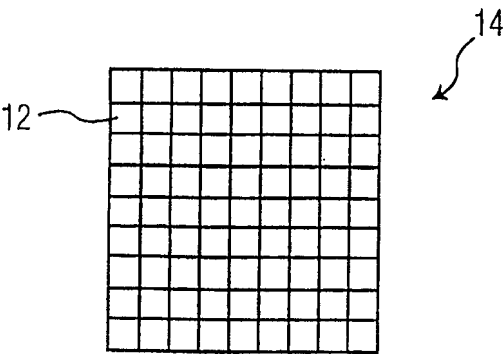
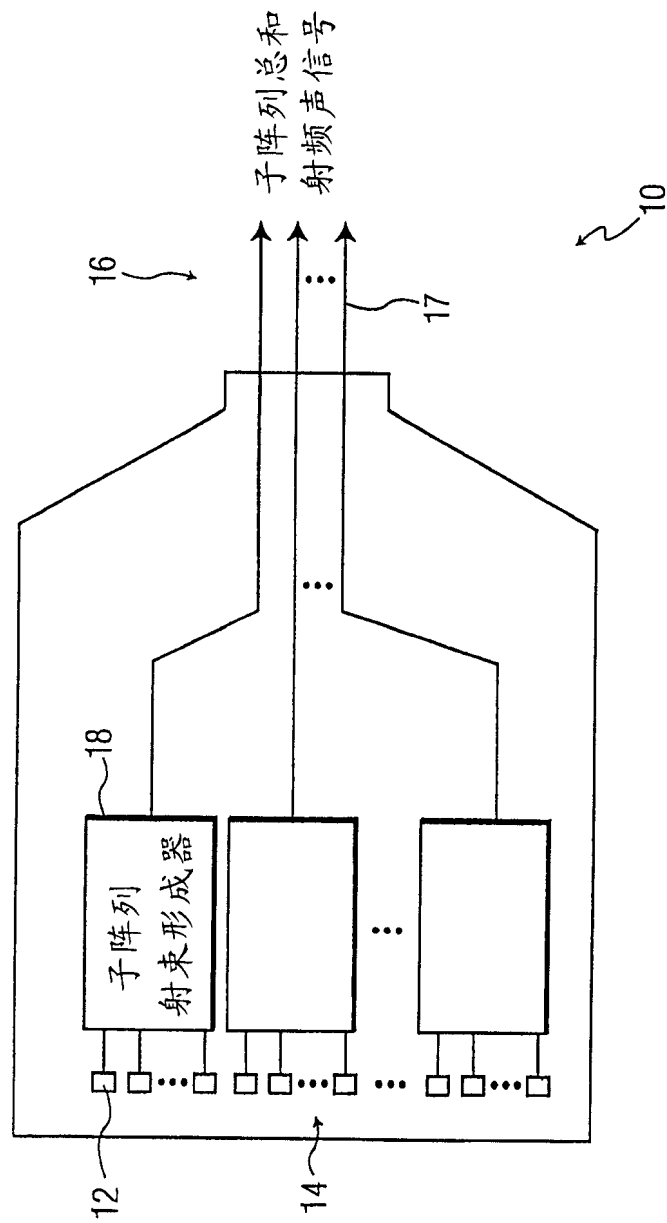


图 2B



三
四

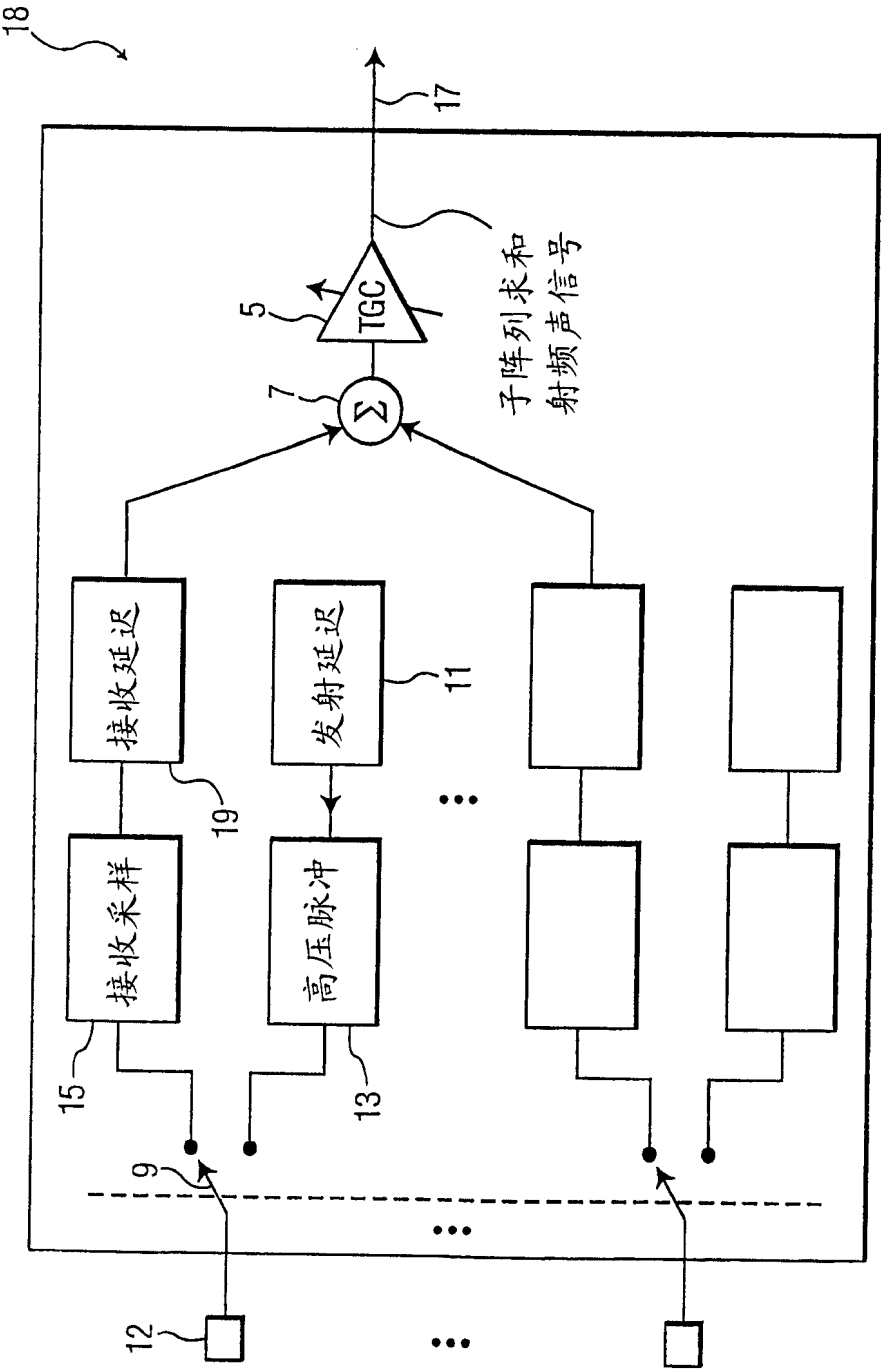


图 4

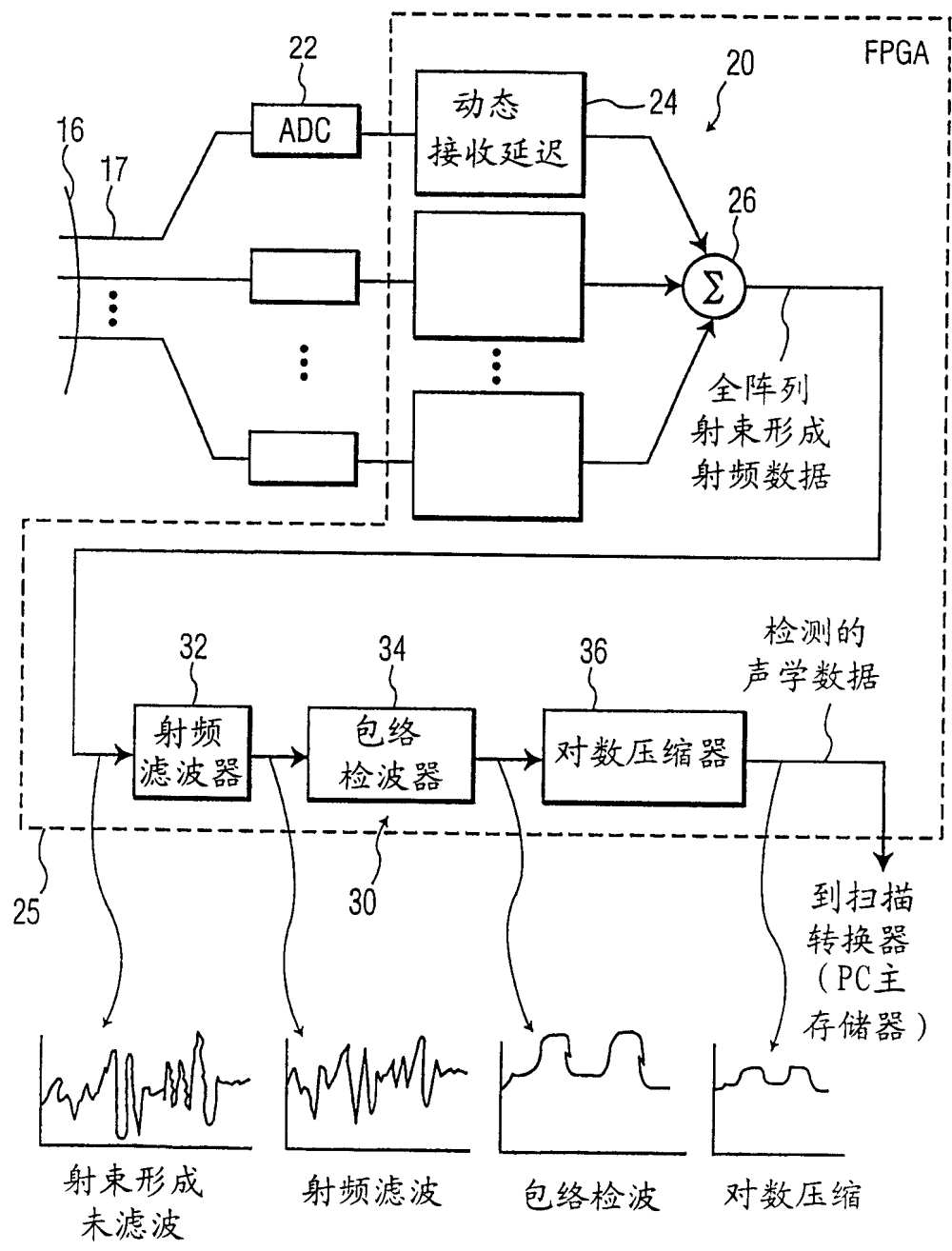


图 5

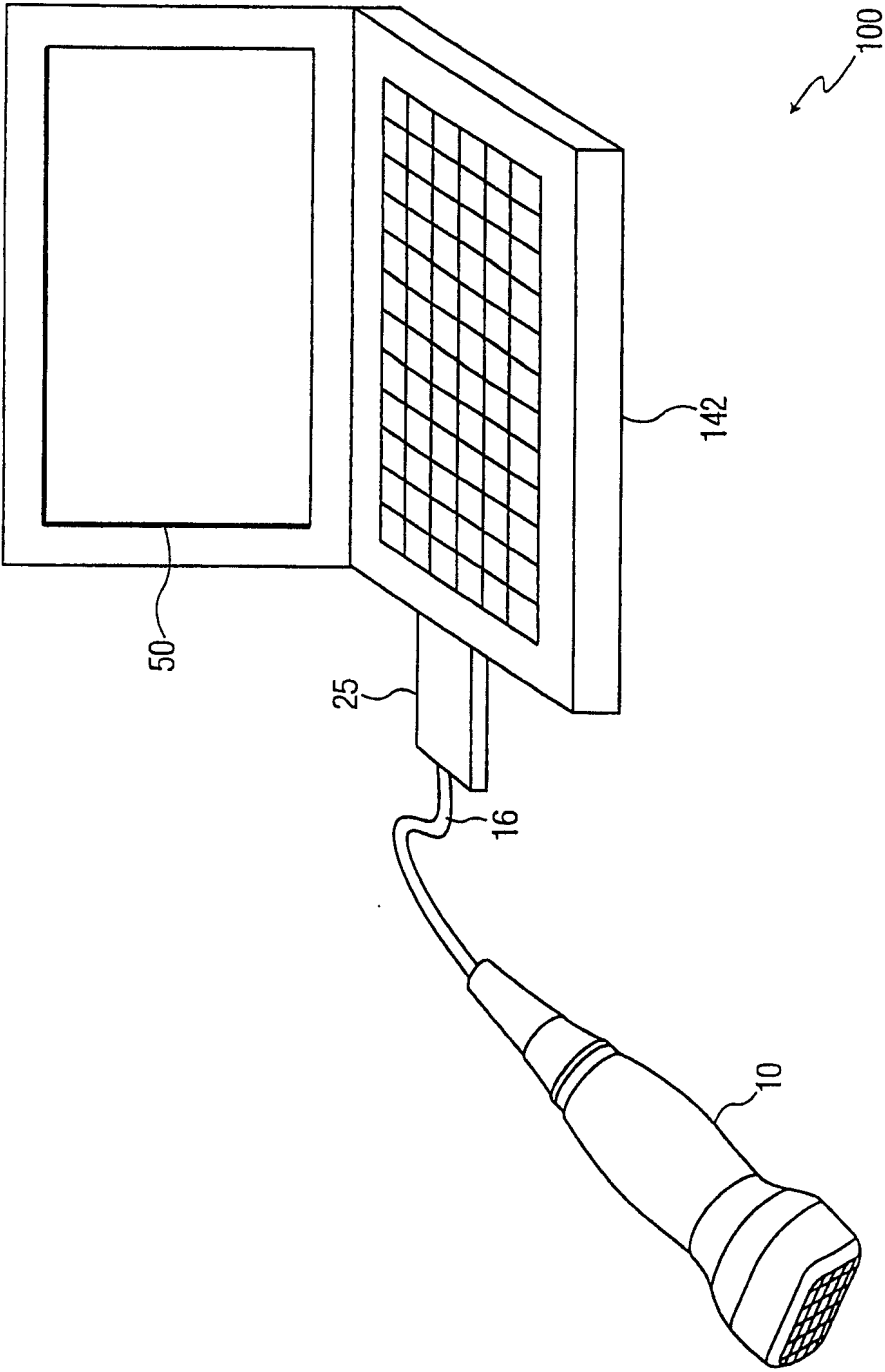


图 6

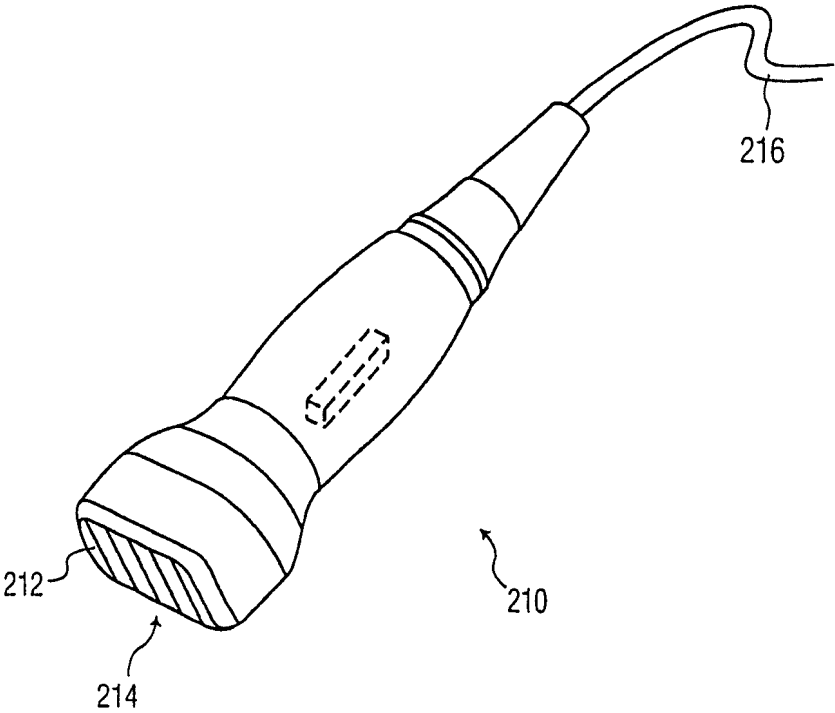


图 7A

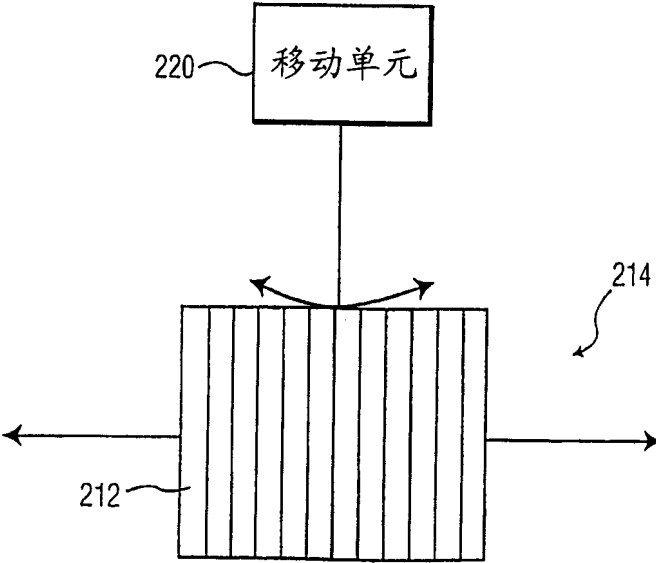


图 7B

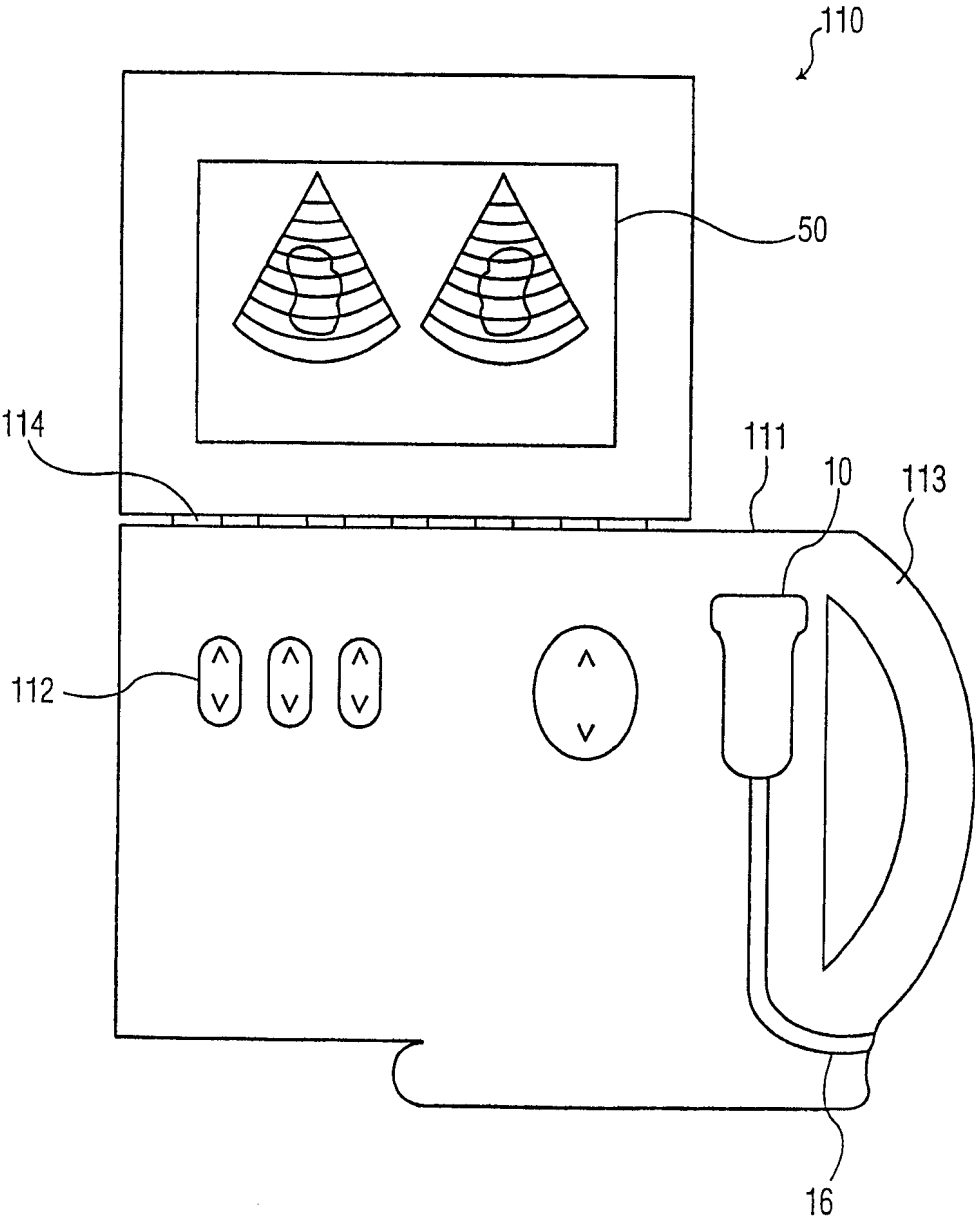


图 8

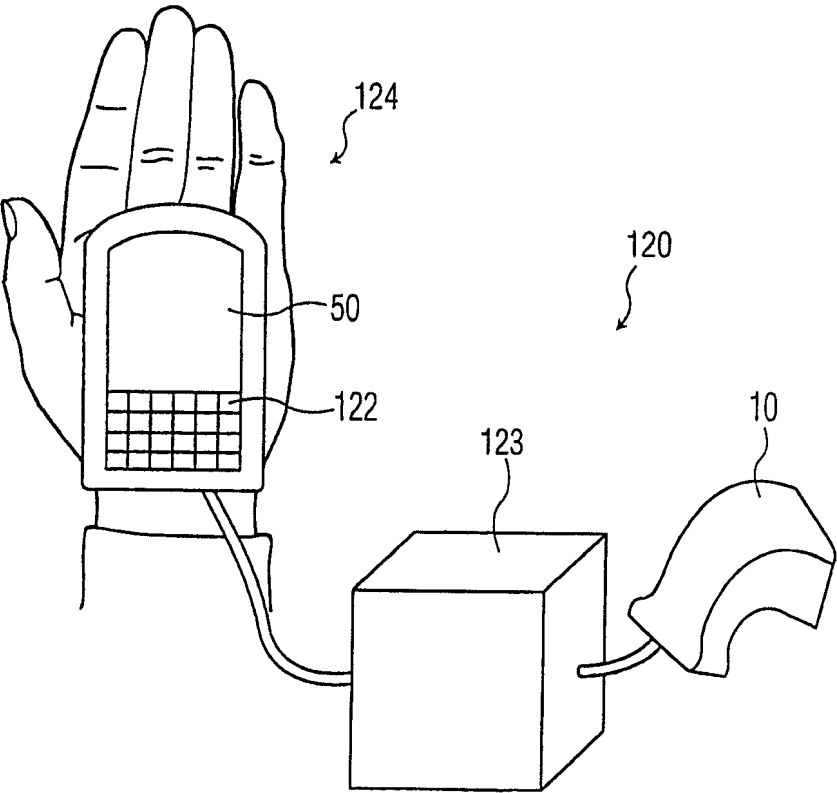


图 9

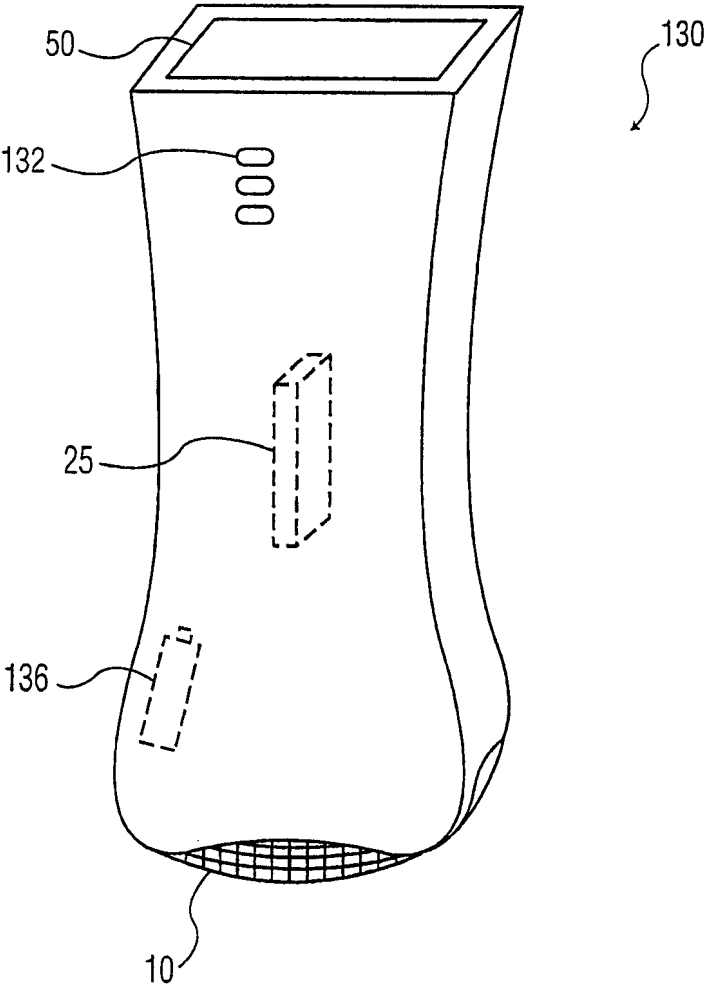


图 10

专利名称(译)	便携式三维超声系统		
公开(公告)号	CN100340867C	公开(公告)日	2007-10-03
申请号	CN03804234.7	申请日	2003-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	MD波兰德 MG威尔逊		
发明人	M·D·波兰德 M·G·威尔逊		
IPC分类号	G01S15/89 G01S7/521 G01S7/52 A61B8/00 G01H1/00 G01H3/00 G10K11/34		
CPC分类号	G01S15/8927 G01H1/00 G01H3/00 G01S7/52079 G01S15/8993 G01S7/5208 G01S7/52082 G10K11/346 G01S7/52046 G01S15/8925 A61B8/4427		
代理人(译)	杨生平 王忠忠		
审查员(译)	王萌		
优先权	10/080160 2002-02-20 US		
其他公开文献	CN1636151A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种包括便携式超声装置的设备，该便携式超声装置具有：发射器，用于发射超声能量；接收器，用于接收根据超声能量产生的响应；信号处理器，用于将产生的响应转换为三维超声图像；以及显示单元，用于显示三维超声图像。

