



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510082525.5

[43] 公开日 2006年1月11日

[11] 公开号 CN 1718163A

[22] 申请日 2005.7.6
 [21] 申请号 200510082525.5
 [30] 优先权
 [32] 2004.7.6 [33] JP [31] 199417/04
 [71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司
 地址 美国威斯康星州
 [72] 发明人 桥本浩

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 程天正 梁永

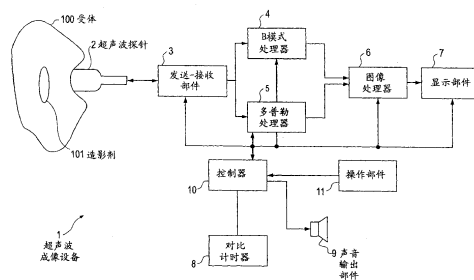
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 8 页

[54] 发明名称

超声波成像设备

[57] 摘要

为了减少操作者在造影剂施药时的负担并进而执行稳定对比检查的目的，对比计时器(8)倒数直到造影剂施药开始时刻的时间。由声音输出部件(9)通过声音通知倒计时。例如在基于声音的倒计数的基础上，操作者在造影剂施药开始时刻向受体(100)施药造影剂。在包含分布有造影剂的感兴趣区的受体(100)区域上扫描超声波，以便从受体(100)的扫描区域接收回声。在预定时间周期内执行超声波探针(2)的扫描和由图像产生装置(4, 5, 6)实行的图像生成。由所述对比计时器(8)测量执行对比检查所需要的时间。



1. 一种超声波成像设备(1), 包括:
 - 一超声波发送-接收装置(2, 3), 其借助超声波扫描受体(100)内部并进而从所述受体(100)接收回声;
 - 5 一图像产生装置(4, 5, 6), 其在所述接收到的回声的基础上产生图像;
 - 一时间测量装置(8), 其倒数从预置时间到造影剂施药开始时刻的时间; 以及
 - 一通知装置(10, 9, 7), 其通知由所述时间测量装置(8)倒数的、直到所述造影剂施药开始时刻的时间。
2. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 进一步包括一操作装置, 其中所述时间测量装置(8)根据所述操作装置给出的输入信号倒数从预置时间到造影剂施药开始时刻的时间。
3. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 其中所述通知
15 装置(10, 9, 7)通过声音通知直到所述造影剂施药开始时刻的时间。
4. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 其中所述通知装置(10, 9, 7)显示直到所述造影剂施药开始时刻的时间。
5. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 其中所述超声波发送-接收装置(2, 3)在到达所述造影剂施药开始时刻时, 转换
20 用于扫描的超声波的声压。
6. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 其中超声波发送-接收装置(2, 3)在到达所述造影剂施药开始时刻时, 在超声波扫描方式之间执行转换。
7. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 其中图像产生
25 装置(4, 5, 6)产生B模式图像或谐波图像。
8. 根据权利要求1所述的超声波成像设备(1), 其中图像产生装置(4, 5, 6)产生彩色多普勒图像。
9. 一种超声波成像设备(1), 包括:
 - 一超声波发送-接收装置(2, 3), 其借助超声波扫描受体(100)
30 的内部并进而从所述受体(100)接收回声;
 - 一图像产生装置(4, 5, 6), 其在所述接收到的回声的基础上产生图像;

一时间测量装置(8),其倒数从预置时间到造影剂施药开始时刻的时间;以及

5 一造影剂施药装置(12),其在到达所述造影剂施药开始时刻时,基于所述时间测量装置(8)所获取的倒数信息向所述受体(100)施药造影剂。

10. 根据权利要求9所述的超声波成像设备(1),进一步包括一操作装置,其中所述时间测量装置(8)根据所述操作装置给出的输入信号倒数从预置时间到造影剂施药开始时刻的时间。

超声波成像设备

技术领域

5 本发明涉及一种超声波成像设备，尤其涉及一种能够运用给其施药 (administer) 的造影剂来对受体进行超声波拍摄的超声波成像设备。

背景技术

10 在超声波拍摄或成像中，使用发送到受体 (subject) 内部的超声波回声拍摄或成像 X 线断层图。拍摄的 X 线断层图显示为 B 模式图像或谐波 (harmonic) 图像。可使用超声波多普勒频移拍摄如血流等的动态图像并将其显示为彩色的多普勒图像。

当必须增强回声强度时，利用血流将造影剂分布在感兴趣区 (ROI) 上。所述造影剂是直径大约为几 μm 的小水泡的集合。在专利文献 1 中已经提及了利用造影剂的检查。

在对比检查中将造影剂分布在感兴趣区上的所需时间是对诊断非常重要的时间间隔。即，在造影剂施药后立即计算的 2 至 30 秒是对使用造影剂的超声波拍摄或成像检查非常重要的时间域。

20 迄今为止，对于对比检查已经使用了指示从施药计时开始的时间间隔的对比时钟。在按下对比时钟的操作或控制按钮的同时开始造影剂的施药。

【专利文献 1】

日本未审查专利公开案 No. 2004-147823

25 在对比检查中，一个人施药造影剂而另一个人运用超声波扫描受体，即使超声波探针与受体相接触。进而，两个人彼此呼叫并且负责扫描的人打开对比计时器，同时另一个人向受体施药造影剂。

由此出现一个问题，即因为对比计时器的控制按钮设置在超声波诊断设备上，所以按下按钮会转换受体的扫描区域。因此，必须有一个仅用于按下对比计时器的人员，从而引起操作性差的问题。

30 为了提供一种稳定的对比检查，需要减少造影剂施药时操作人员的负担，并在造影剂施药和观察通过扫描反射在监视器上的图像时，允许操作人员将注意力集中在受体的扫描上。

发明内容

因此，本发明的一个目的是提供一种超声波成像设备，其能够减少操作人员在造影剂施药时的负担，从而能够实行稳定的对比检查。

为了实现上述目的，提供本发明的一种超声波成像设备，其包括借助超声波扫描受体内部并进而接收回声的超声波发送-接收装置，在所接收的回声基础上产生图像的图像生成装置，倒数从预置时间到施药造影剂开始时间的的时间的时间测量装置，以及通知由时间测量装置倒数的、直到造影剂施药开始时刻的时间的通知装置。

在本发明的超声波成像设备中，时间测量装置倒数直到造影剂施药开始时刻的时间，并且通知装置通知直到造影剂施药开始时刻的倒数时间。

例如在通知装置测量的倒数时间的基础上，操作人员向受体施药造影剂。借助超声波发送-接收装置，让超声波扫描包含分布有造影剂的感兴趣区的受体区域，以便从受体的扫描区域接收回声。进而，图像生成装置基于接收到的回声产生图像。

在预定时间期间内实行超声波发送-接收装置的扫描以及由图像生成装置进行的图像生成。通过时间测量装置测量上述时间。

为了实现上述目的，提供本发明的一种超声波成像设备，其包括借助超声波扫描受体内部并进而接收受体回声的超声波发送-接收装置，基于接收的回声产生图像的图像生成装置，倒数从预置时间直到造影剂施药开始时刻的时间的时间测量装置，以及基于时间测量装置在到达造影剂施药开始时刻时所获得的倒数时间信息，向受体施药造影剂的造影剂施药装置。

在本发明的超声波成像设备中，时间测量装置倒数直到造影剂施药开始时刻的时间，并且造影剂施药装置基于到达造影剂施药开始时刻的倒数时间信息向受体施药造影剂。

当施药造影剂时，由超声波发送-接收装置在包含分布有造影剂的感兴趣区的受体区域上扫描超声波，以便接收来自扫描受体区域的回声。随后，成像装置在接收到的回声的基础上产生图像。

在预定时间内执行超声波发送-接收装置的扫描和由成像装置进行的图像生成。通过时间测量装置测量上述预定时间。

根据本发明，减少了造影剂施药时操作者的负担，进而能够执行

稳定的对比检查。

根据以下对附图中所示出的本发明优选实施例的描述，使得本发明的其他目的和优势变得清楚。

5 附图说明

附图 1 为示出了根据第一和第二实施例的超声波成像设备结构的一个实例的框图。

附图 2 为示出了发送 - 接收部件结构的一个实例的框图。

附图 3 为描述 B 模式处理器结构的一个实例的框图。

10 附图 4 为示出了多普勒处理器结构的一个实例的框图。

附图 5 为示出了图像处理器结构的一个实例的框图。

附图 6 为示出了对比检查步骤的流程图。

附图 7 为示出了对比检查方式的图表。

15 附图 8 (a) 至 8 (c) 分别为示出了由显示部件进行的倒数通知图像的图表。

附图 9 为示出了根据第三实施例的超声波成像设备结构的一个实例的框图。

具体实施方式

20 以下参照附图描述示出了本发明的超声波成像设备的实施例。

(第一实施例)

附图 1 为示出了根据本发明的超声波成像设备结构的一个实例的框图。

25 根据本发明的超声波成像设备具有超声波探针 2、发送 - 接收部件 3、B 模式处理器 4、多普勒处理器 5、图像处理器 6、显示部件 7、对比计时器 8、声音输出部件 9、控制器 10 和操作部件 11。

30 超声波探针 2 具有附图中未示出的多个超声换能器阵列。单独的超声换能器由压电材料，如 PZT (锆钛酸铅) 陶瓷等形成。操作者使超声波探针 2 与受体 100 相接触。通过利用血流将造影剂 101 施加到感兴趣区。

超声波探针 2 与发送 - 接收部件 3 相连。发送 - 接收部件 3 为超

声波探针 2 提供驱动信号以便发送超声波。发送-接收部件 3 接收由超声波探针 2 收到的回声信号。

附图 2 为示出了发送-接收部件 3 结构的一个实例的框图。

如附图 2 所示，发送-接收部件 3 具有发送信号产生部件 31、发送成束器 (beamformer) 32、发送-接收转换部件 33、接收成束器 34 以及接收信号处理部件 35。

发送信号产生部件 31 周期性地产生发送信号并将其输入到发送成束器 32 中。控制器 10 控制每个发送信号的周期。在控制器 10 控制之下，在造影剂开始时间的附近，发送信号产生部件 31 在超声扫描模式之间执行转换。例如，用于产生相位均一的超声波的发送信号和用于产生 B 模式图像的发送信号产生于造影剂开始时间附近。在造影剂的开始时间之后产生用于交替产生反相超声波的发送信号，所述超声波用于产生谐波图像。

发送成束器 32 用于对发送波和传送波实行成束，并在每个发送信号的基础上产生用于形成预定方向的超声波束的成束信号。成束信号包括多个分别添加有与所述方向相关的时间差的驱动信号。控制器 10 控制上述成束。发送成束器 32 向发送-接收转换部件 33 输出发送成束信号。

发送-接收转换部件 33 向其对应的超声换能器阵列输出成束信号。在超声换能器阵列中，构成发送孔径的多个超声换能器分别产生超声波，每个超声波都具有对应驱动信号之间的时间差的相位差。通过合并上述超声波的波阵面形成沿着预定方向上取向的声线 (sound ray) 的超声波束。

接收成束器 34 与发送-接收部件 33 相连。发送-接收部件 33 为接收成束器 34 输出多个在超声换能器阵列中由接收孔径所接收到的回声信号。

接收成束器 34 用于执行对应发送声线的接收成束。接收成束器 34 为多个接收回声施加时间差以便调整相位并随后添加时间差，进而沿着按照预定方向取向的声线产生回声接收信号。控制器 10 控制接收成束。

接收信号处理部件 35 从谐波 B 模式的回声接收信号中提取次谐波回声。尽管在 B 模式图像产生时从受体接收了基波回声，但也需要在

谐波图像产生时从造影剂接收次谐波回声。因此，同时添加已经由相位相反的两个超声波所获得的受体的回声信号，进而消除基波分量，由此仅增强和提取次谐波分量。

5 根据发送信号产生部件 31 所产生的发送信号，以预定的时间周期重复地执行超声波的发送。发送成束器 32 和接收成束器 34 根据重复发送将声线方向改变预定量。因此，根据声线顺序扫描受体 100 的内部。发送-接收部件 3 实行所谓的扇形、线性和凸形扫描等。

10 在控制器 10 的控制之下连续实行上述扫描。超声波探针 2、发送-接收部件 3 和控制器 10 示出了本发明的超声波发送-接收装置一种实施方式的一个实例。

发送-接收部件 3 与 B 模式处理器 4 和多普勒处理器 5 相连。从发送-接收部件 3 输出的、为每个声线设置的回声信号被输出至 B 模式处理器 4 和多普勒处理器 5。

15 B 模式处理器 4 在基波回声接收信号的基础上产生 B 模式图像数据，或在次谐波接收信号的基础上产生谐波图像数据。谐波图像数据是在造影剂的次谐波接收信号的基础上产生的 B 模式图像数据。附图 3 为示出了 B 模式处理器 4 结构的一个实例的框图。B 模式处理器 4 具有对数放大部件 41 和包络检波部件 42。

20 在 B 模式处理器 4 中，对数放大部件 41 对数地放大每个回声接收信号，而包络检波部件 42 检测其包络以便获得指示声线上的每个发射点处的回声强度的信号，即 A 示波 (scope) 信号，进而分别将具有相应 A 示波信号的瞬时振幅的 B 模式图像数据或谐波图像数据形成为亮度数值。

25 多普勒处理器 5 用于形成多普勒图像数据。多普勒图像数据包括在下文中予以说明的流速数据、分布数据和功率数据。

附图 4 为示出了多普勒处理器 5 结构的一个实例。如附图 4 所示，多普勒处理器 5 包括正交检波部件 51、MTI 滤波器 (移动目标指示滤波器) 52、自动修正计算部件 53、平均流速计算部件 54、色散计算部件 55 和功率计算部件 56。

30 多普勒处理器 5 通过使用正交检波检测部件 51 对每个回声接收信号实行正交检波，并通过使用 MTI 滤波器 52 实行 MTI 处理，进而获得每个回声信号的多普勒转换。此外，多普勒处理器 5 通过使用自动修

正计算部件 53 对 MTI 滤波器 52 输出的信号实行自动修正计算。多普勒处理器 5 通过使用平均流速计算部件 54, 根据自动修正计算的结果确定平均流速 V 。多普勒处理器 5 通过使用色散计算部件 55, 根据自动修正结果确定流速的色散 T 。此外, 多普勒处理器 5 通过使用功率计算部件 56 根据自动修正结果确定多普勒信号的功率 PW 。在下文中, 平均流速也简称为流速。进一步地, 流速的色散也简称为色散, 并且多普勒信号的功率也简称为功率。

借助多普勒处理器 5 为每个声线获取指示受体 100 内移动的回声源的流速 V 、色散 T 和功率 PW 的各个数据。这些数据指示了声线上每个像素的流速、色散和功率。附带地, 根据每个声线方向上的分量获取流速。在超声波探针 2 接近受体的方向以及其远离的方向之间进行区分。

B 模式处理器 4 和多普勒处理器 5 与图像处理器 6 相连。图像处理器 6 在从 B 模式处理器 4 和多普勒处理器 5 各自输入的数据的基础上, 分别产生 B 模式图像、谐波图像和多普勒图像。B 模式处理器 4、多普勒处理器 5 和图像处理器 6 示出了本发明图像生成装置的一种实施方式的一个实例。

附图 5 为示出了图像处理 6 的一个结构实例的框图。

如附图 5 所示, 图像处理器 6 具有中央处理单元 (CPU: 中央处理单元) 60。主存储器 62、外部存储器 63、控制器接口 64、输入数据存储存储器 65、数字扫描变换器 (DSC: 数字扫描变换器) 66、图像存储器 67 和显示存储器 68 通过总线 61 与 CPU 60 相连。

CPU 60 执行的程序存储在外存储器 63 中。CPU 60 执行每个程序所使用的各种数据也存储在外存储器 63 中。

CPU 60 通过外部存储器 63 将相应的程序加载到主存储器 62 并执行该程序, 进而执行预定的图像处理。CPU 60 通过控制器接口 64 执行对控制器 10 的控制信号发送以及控制器的控制信号接收。

从 B 模式处理器 4 和多普勒处理器 5 为每个声线输入的 B 模式图像数据、谐波图像数据和多普勒图像数据分别存储在输入数据存储存储器 65 中。扫描输入数据存储存储器 65 中存储的数据并由 DSC 66 转换然后存储在图像存储器 67 中。通过显示存储器 68 将图像存储器 67 的数据输出到显示部件 7。

显示部件 7 与图像处理器 6 相连。为显示部件 7 施加来自图像处理器 6 的图像信号并使其在所述图像信号的基础上显示图像。显示部件 7 包括 CRT 或液晶显示器等能够在其上显示彩色图像的部件。

对比计时器 8 单独执行超过预定时间的计数（倒数）并随后测量从 0 秒开始已经经过的时间间隔。作为基本时刻的 0 秒设置为对应造影剂施药开始的时刻。可通过操作部件 11 设置执行倒数所需的时间。例如，该时间可被设定成 10 秒。

声音输出部件 9 由控制器 10 控制并通过声音通知对比计时器 8 进行的倒数。例如，声音输出部件 9 通过对应每秒的声音通知对比计时器 8 的倒数。除此之外，所述倒数例如也可以是每 5 秒中的前两秒。附带地，对每秒进行的通知可依赖于数值的读取或以一秒为周期的节奏声音。可通过操作部件 11 预先进行这些设定。

控制器 10 与上面提到的发送 - 接收部件 3、B 模式处理器 4、多普勒处理器 5、图像处理器 6、显示部件 7、对比计时器 8 和声音输出部件 9 相连。控制器 10 为其各个部件施加控制信号以便控制其操作。从各个受控的部件向控制器 10 输入各种信号。在控制器 10 的控制之下，执行 B 模式操作（包括谐波 B 模式）和多普勒模式操作。

操作部件 11 与控制器 10 相连。操作者控制操作部件 11 向控制器 10 输入适当的命令和信息。操作部件 11，例如配有键盘、指点设备和其他操作装置。

以下说明超声波成像设备的操作。

使超声波探针 2 与施药有造影剂的期望的受体点相接触。例如通过合并使用 B 模式和多普勒模式操作所述操作部件 11 以实行成像操作。顺带地，简单描述的 B 模式包括谐波 B 模式，其用于在基波回声的基础上产生除正常 B 模式以外的谐波图像。因此，在控制器 10 的控制之下，分时实行 B 模式成像和多普勒模式成像。也就是说，例如以这样的比率实行 B 模式和多普勒模式的混合扫描，使得对于预定次数的多普勒模式扫描执行一次 B 模式扫描。

在 B 模式中，发送 - 接收部件 3 在连续声线的基础上通过超声波探针 2 扫描受体 100 的内部，并连续接收其回声。B 模式处理器 4 通过使用对数放大部件 41 对数地放大发送 - 接收部件 3 输入的回声接收信号，并通过使用包络检波部件 42 检测其包络以便获得 A 示波信号，由

此在该信号的基础上形成设定每个声线的 B 模式图像数据或谐波图像数据。

5 图像处理器 6 允许输入数据存储器 65 存储从 B 模式处理器 4 输入的设定每个声线的 B 模式图像数据或谐波图像数据。因此，在输入数据存储器 65 内形成 B 模式图像数据或谐波图像数据的声线数据间隔。

在多普勒模式中，发送-接收部件 3 在连续声线的基础上通过超声波探针 2 扫描受体 100 的内部并连续接收其回声。此时，实行每个声线的多次超声波发送和回声接收。

10 多普勒处理器 5 通过使用正交检波部件 51 对每个回声接收信号实行正交检波，并通过使用 MTI 滤波器 52 对其实行 MTI 处理。多普勒处理器 5 利用自动修正计算部件 53 确定自动修正，并通过使用平均流速计算部件 54 根据自动修正计算的结果确定流速 V 。此外，多普勒处理器 5 通过使用色散计算部件 55 确定色散 T ，并通过使用功率计算部件 56 获得功率 PW 。这些计算的结果分别产生指示每个声线和像素的回声源的流速、色散和功率的数据。

15 图像处理器 6 允许输入数据存储器 65 存储从多普勒处理器 5 输入的为每个声线和像素设定的相应多普勒图像。因此，在输入数据存储器 65 内形成关于各个多普勒图像数据的声线数据间隔。

20 CPU 60 通过使用 DSC 处理器 66 扫描和转换 B 模式图像数据，谐波图像数据和输入数据存储器 65 的各个多普勒图像数据并将其写入到图像存储器 67 内。此时，分别结合使用流速 V 和色散 T 将多普勒图像数据写成流速分布图像数据，利用功率 PW 将其写成功率多普勒图像数据，或结合使用功率 PW 和色散 T 将其写成具有色散的功率多普勒图像数据，以及使用色散 T 将其写成色散图像数据。

25 CPU 60 将 B 模式图像数据、谐波图像数据和各个多普勒图像数据写入图像存储器 67 的分散区域内。在显示部件 7 上显示出基于这些 B 模式图像数据、谐波图像数据和各个多普勒图像数据的图像。

30 B 模式图像示出了声线扫描平面上的体内组织的 X 线断层照片。谐波图像利用从造影剂获得的次更高谐波示出了 X 线断层照片。在 B 模式图像中也显示对应其上分布有造影剂的感兴趣区的图像。彩色多普勒图像的流速分布图像产生指示回声源流速的二维分布图像。在当前的图像中，根据其流向使得显示颜色不同。根据流速使显示颜色亮度

不同。根据色散增加预定颜色的颜色混合量，由此改变每种显示颜色的纯度。

功率多普勒图像产生指示多普勒信号功率的二维分布的图像。示出了根据图像运动的回声源位置。图像中的每种显示颜色的亮度对应上述功率。当结合使用色散和功率时，根据色散增加预定颜色的颜色混合量以便改变每种显示颜色的纯度。色散图像产生指示色散值二维分布的图像。该图像也指示移动的回声源的位置。每种显示颜色的亮度与色散的幅度相关。

当上述图像在显示部件 7 上显示时，显示存储器 68 将所述图像与 B 模式图像或谐波图像合并，并在显示部件 7 上显示已合并的图像，进而能够观察到与体内组织位置相关的明显的彩色多普勒图像。

以下参照附图 6 和 7 描述使用超声波成像设备 1 实行对比检查的方法。附图 6 为示出了对比检查步骤的流程图，而附图 7 为示出了对比检查方式的图表。

在对比检查中，超声波成像设备 1 置于其上躺有受体 100 的床的一侧，例如如附图 7 所示。超声波成像设备 1 的操作部件和使超声波探针 2 与受体 100 相接触的操作者 111 位于床的一侧。推动用于施药造影剂的注射器 102 的操作者 112 位于床的另一侧。

在对比检查中，例如操作者 111 首选通过操作部件 11 设定倒数时间（步骤 ST1）。进而，可将倒数时间设定为，例如大约 10 秒。

接着，准备进行对比检查（步骤 ST2）。如附图 7 所示，在对比检查的准备时，固定用于将造影剂注入受体 100 内的注射器 102，并且操作者 112 处于通过简单按压注射器 102 的活塞就能将造影剂注入其中的状态。此外，操作者 111 使超声波探针 2 与受体 100 相接触，并观察通过扫描超声波显示在显示部件 7 上的 X 线断层照片，进而确定成像或拍摄区域。

接着，如附图 7 所示，操作者 111 按压操作部件 11 中配备的对比计时器的操作或控制按钮 11a（步骤 ST3）。由此开启对比计时器 8。之后，操作者 111 扫描受体 100 上最适合的部位（步骤 ST4）。

在超声波成像设备 1 一侧，声音输出部件 9 通过声音通知对比计时器 8 实行的倒数。声音输出部件 9 可以设置在附图 7 中所示的显示部件 7 内，或可设置另一声音输出部件。

根据声音输出部件 9 所通知的对比开始时间, 操作者 112 按压注射器的活塞以便将造影剂注入到受体 100 中(步骤 ST6)。此时, 操作者 111 能够专注于受体 100 的扫描和显示部件 7 上所显示的 X 线断层照片的观察。

- 5 在造影剂施药之后, 按照预定时间间隔实行用于连续执行超声波拍摄的对比检查(步骤 ST7)。在预定时间间隔过去之后, 对比计时器 8 停止工作并且扫描停止, 进而完成对比检查。

10 在根据如上所述实施例的超声波成像设备 1 中, 当对比计时器 8 处于开启状态时, 执行直到造影剂施药的倒数并由声音输出部件 9 通过声音通知。

由于按下操作部件 11 的按钮以开启对比计时器的时间和施药造影剂的时间可以相互转换, 所以操作者 111 能够将注意力集中在扫描上。因为操作者 112 可在声音部件 9 通知的倒数的基础上施药造影剂 101, 所以操作者 112 能够在预定时间, 即使是在操作者 112 和操作者 111
15 没有交谈的情况下精确地施药造影剂。

因此, 能够减少操作者 111 在造影剂施药时刻的负担, 并由此可实行稳定的对比检查。

(第二实施例)

20 本实施例将说明用于通知对比计时器测量的倒数的装置由显示部件 7 构成而没有使用声音输出部件 9 的实例。在本实施例中不必提供附图 1 中所示的声音输出部件 9。

显示部件 7 由控制器 10 所控制并显示对比计时器 8 在与其上显示了 X 线断层照片的区域不同的区域上所测量的倒数。附图 8(a) 至 8
25 (c) 为示出了显示部件 7 显示的倒数通知图像的图表。

如附图 8(a) 所示, 例如在显示部件 7 屏幕边缘处显示圆形图 70。圆形图 70 包括两个亮度不同的区域或部分 71 和 72。随着造影剂施药时间的经过, 使低亮度区域 72 的面积增加而使高亮度区域 71 的面积减少。因此, 操作者 112 能够识别造影剂施药时间。顺带地, 作为亮
30 度的替换方案可以使用色调并可用条线图替换圆形图。

倒数通知图像可被设定成类似于附图 8(b) 中所示的交通信号的三种颜色信号的显示图像 73。彩色信号显示图像 73 包括蓝色信号显示

图像 74、黄色信号显示图像 75 和红色信号显示图像 76。随着造影剂使用时间的变短，顺序显示蓝色信号显示图像 74、黄色信号显示图像 75 和红色信号显示图像 76。顺带地，假定其他图像在显示一个图像的周期内是没有色彩的。这样，操作者 112 能够识别造影剂施药时间。

5 倒数通知图像可显示为附图 8(c) 中所示的数字。在本实施例中，数字例如按照 10, 9, 8, ..., 3, 2, 1, 0 的顺序进行变化。这样，操作者 112 也能识别造影剂施药时间。

10 顺带地，尽管在显示部件 7 上共同显示了倒数通知图像和 X 线断层照片，但也可在接近操作者 112 的一侧设置用于显示倒数通知图像的其他显示装置。

(第三实施例)

15 附图 9 为示出了根据本实施例的超声波成像设备构造的一个实例的框图。顺带地，与附图 1 中所示元件相类似的元件给出相同的参考数字并由此省略其描述。

20 在本实施例中，使用自动向受体 100 施药造影剂的造影剂施药器 12。造影剂施药器 12 通常由不同于超声波成像设备 1 主体的外壳或箱体构成。造影剂施药器 12 根据控制器 10 施加的控制信号为受体 100 驱动注射器装置的活塞。顺带地，在现有技术中造影剂施药器没有与超声波成像设备 1 相连。

在本实施例中，造影剂施药器 12 与控制器 10 相连。当对比计时器 8 倒数的时间到 0，即造影剂施药时间时，控制器 10 输出控制信号，以便造影剂施药器 12 向受体 100 施药造影剂。

25 尽管在本实施例中不必设置声音输出部件 9，但其可用于允许在扫描一侧的操作者 111 识别造影剂施药时间。顺带地，作为声音输出部件 9 的替换方案，可在显示部件 7 上显示倒数通知图像。

30 由于按压操作部件 11 的按钮以开启对比计时器的时间和造影剂施药时间能够相互转换，则操作者 111 能够将注意力集中在扫描上。因为造影剂施药器 12 能够自动地施药造影剂，所以操作者 111 也能够单独实行对比检查。

因此，能够减少造影剂施药时操作者 111 的负担，并由此能够实行稳定的对比检查。

(第四实施例)

在本实施例中，在造影剂施药开始时刻附近，在控制器 10 的控制之下转变发送-接收部件 3 传送的超声波声压。这种情况适用于第一至第三实施例。

例如，发送-接收部件 3 发送高声压的超声波直到造影剂的开始时间，但在造影剂开始时间之后，发送-接收部件 3 发送低声压的超声波。这对于使用在高声压超声波的情况中会中断的造影剂是有效的。存在以下优点，即由于在造影剂施药之前接收受体组织反射的回声，高声压超声波能够产生更满意的 B 模式图像。

可选地，发送-接收部件 3 发送低声压超声波直到造影剂开始时间，但在造影剂开始时间之后，发送-接收部件 3 发送高声压超声波。这对于使用这样的造影剂是有效的，即如果不为高声压超声波所中断则不能获得接收回声的造影剂。

在不脱离本发明的精神和范围的情况下，可以构造本发明的一些差别很大的实施例。应当理解，本发明不限于说明书中描述的特殊实施例，而是由所附权利要求所限定。

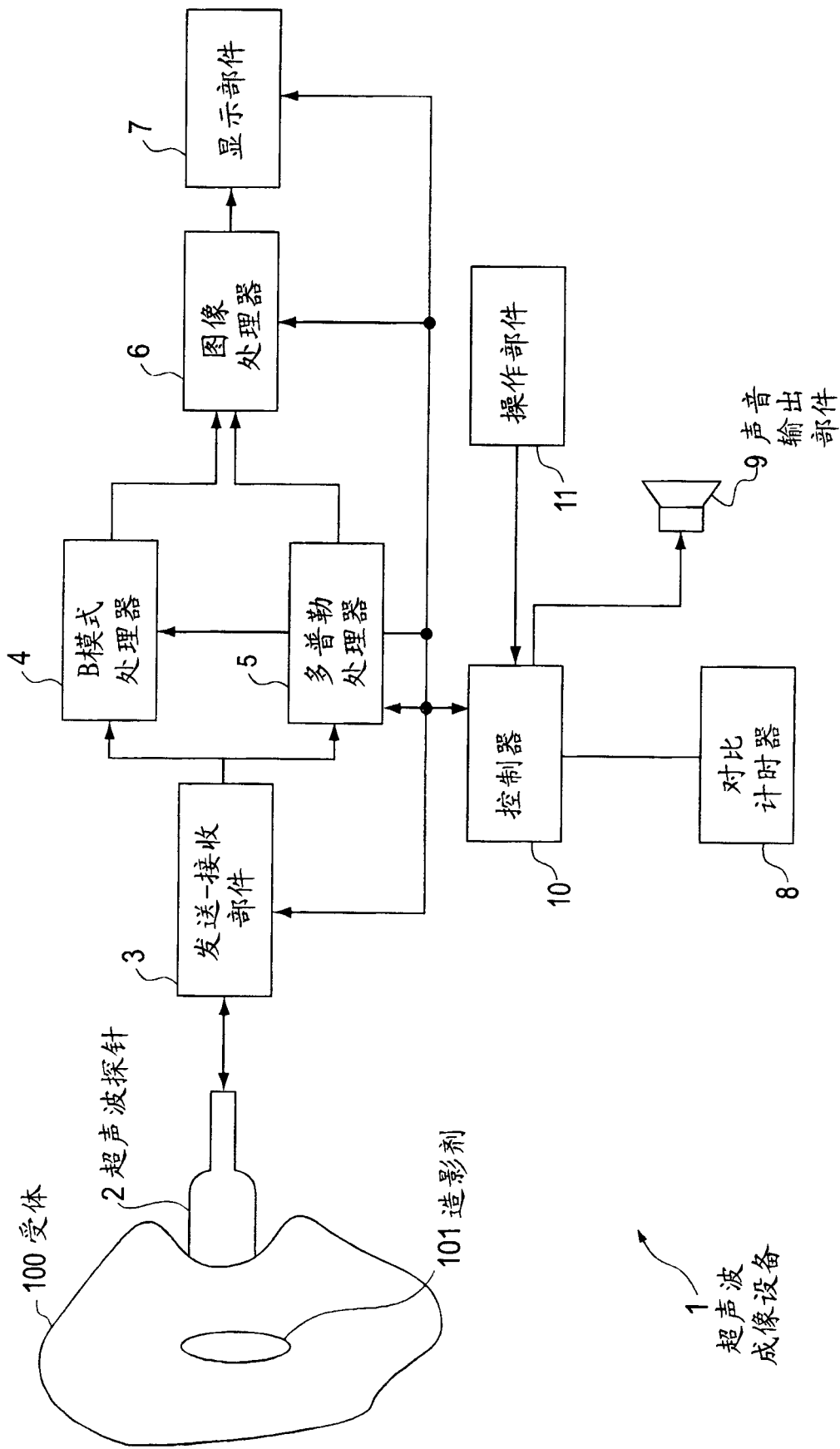


图 1

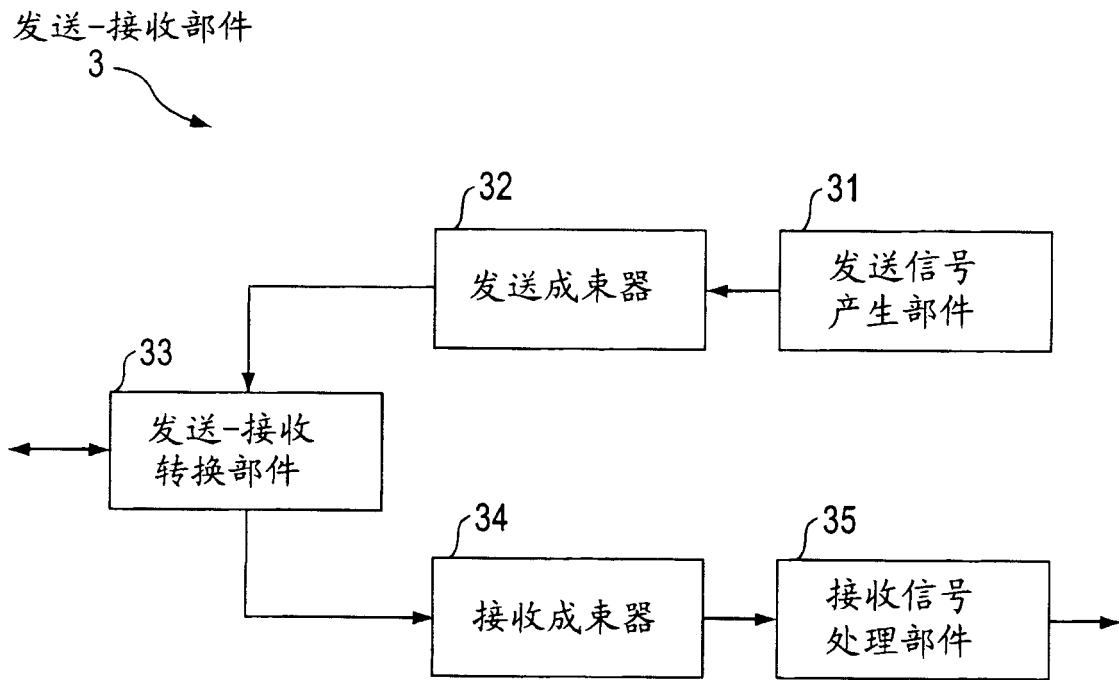


图 2

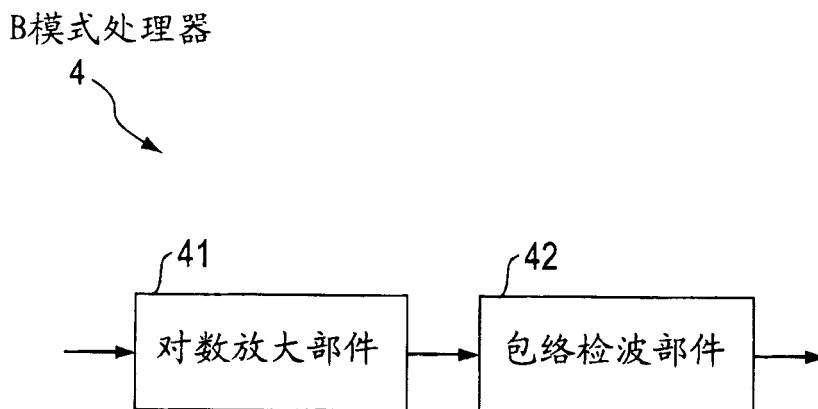


图 3

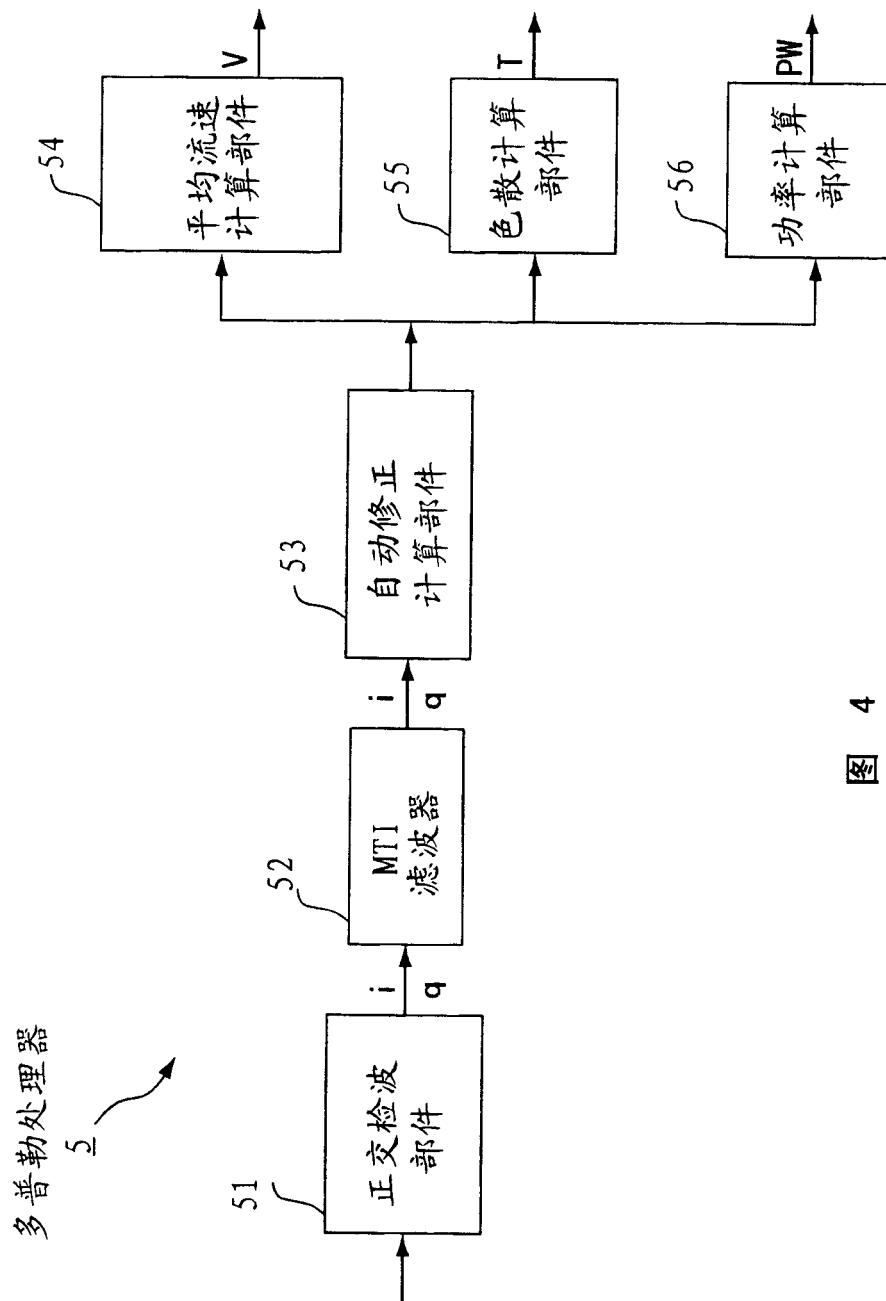


图 4

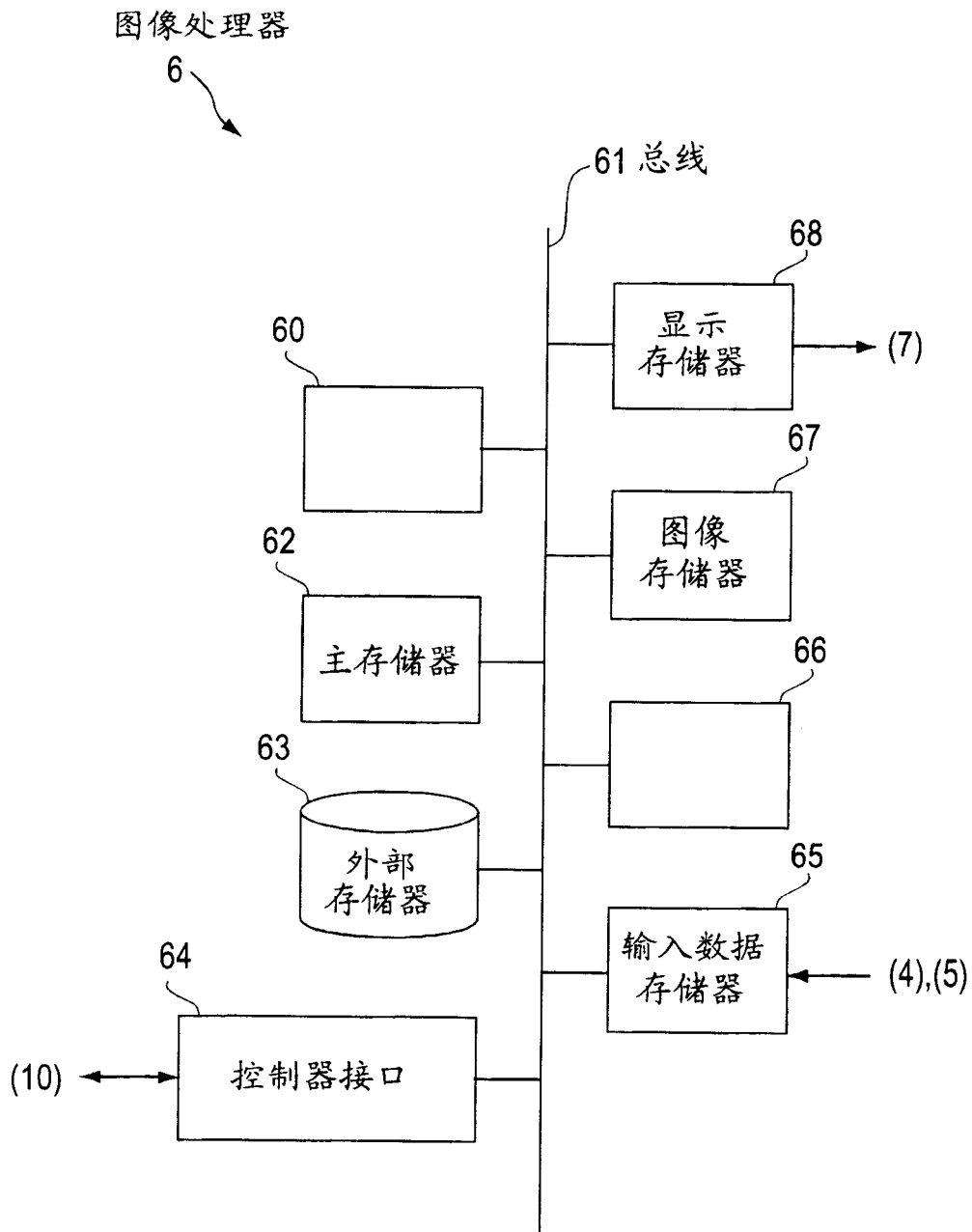


图 5

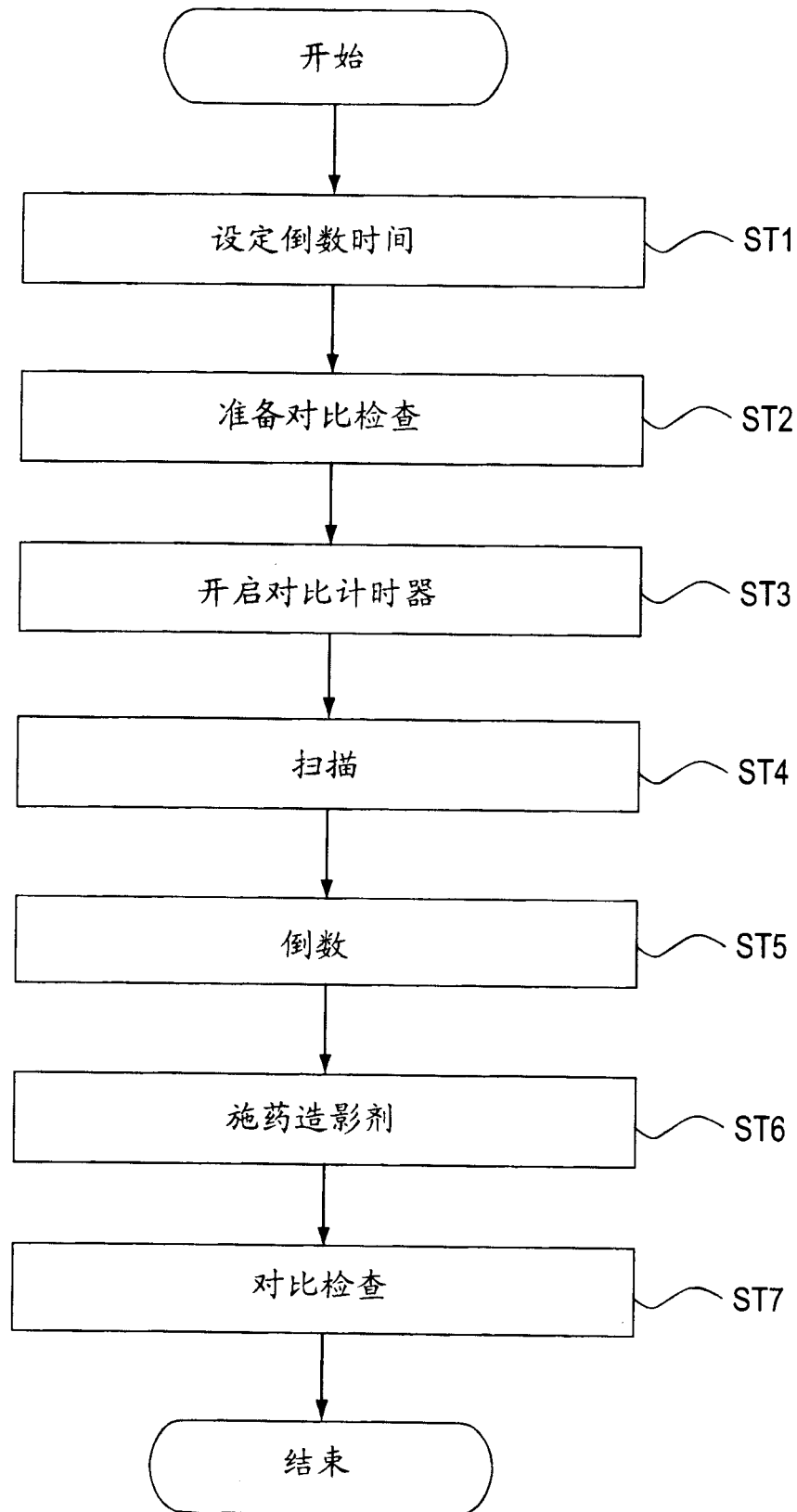


图 6

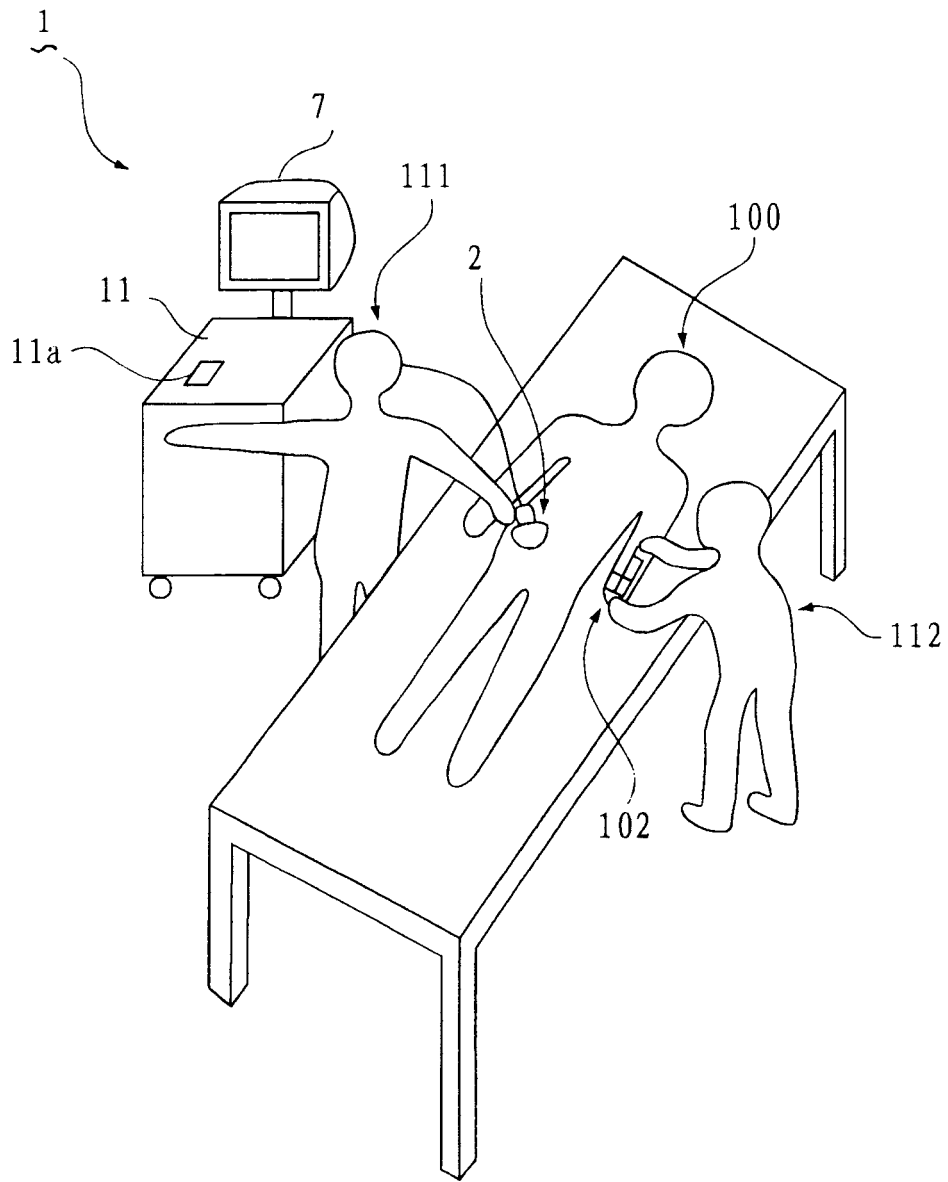


图 7

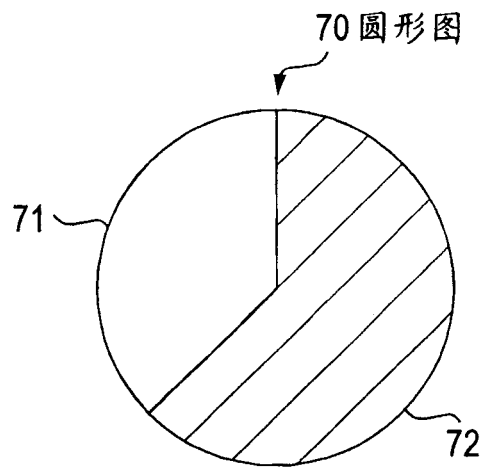


图 8A

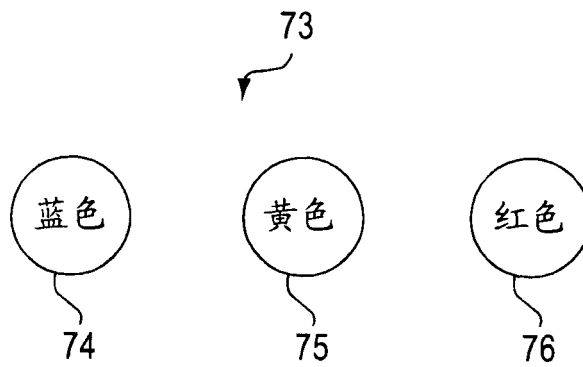


图 8B

10

图 8C

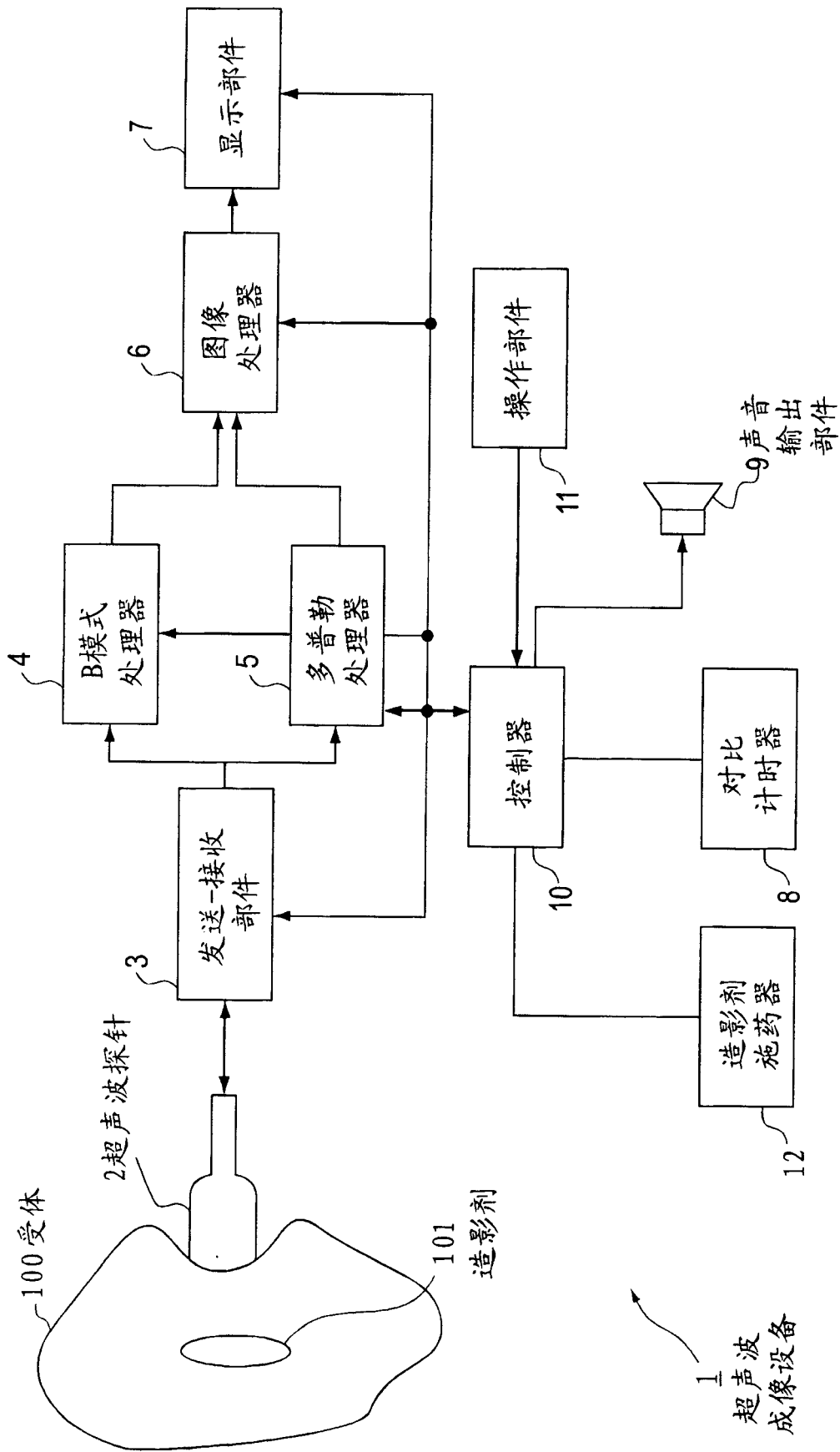


图 9

专利名称(译)	超声波成像设备		
公开(公告)号	CN1718163A	公开(公告)日	2006-01-11
申请号	CN200510082525.5	申请日	2005-07-06
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	桥本浩		
发明人	桥本浩		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/481 A61B8/06		
代理人(译)	梁永		
优先权	2004199417 2004-07-06 JP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

为了减少操作者在造影剂施药时的负担并进而执行稳定对比检查的目的，对比计时器(8)倒数直到造影剂施药开始时刻的时间。由声音输出部件(9)通过声音通知倒计时。例如在基于声音的倒计数的基础上，操作者在造影剂施药开始时刻向受体(100)施药造影剂。在包含分布有造影剂的感兴趣区的受体(100)区域上扫描超声波，以便从受体(100)的扫描区域接收回声。在预定时间周期内执行超声波探针(2)的扫描和由图像产生装置(4, 5, 6)实行的图像生成。由所述对比计时器(8)测量执行对比检查所需要的时间。

