



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101523237 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 14

(21) 申请号 200780037891. 6

A61B 8/08 (2006. 01)

(22) 申请日 2007. 10. 04

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G01S 15/89 (2006. 01)

60/829, 353 2006. 10. 13 US

审查员 卢浩

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2009. 04. 10

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2007/054044 2007. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02008/044173 EN 2008. 04. 17

(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 R·A·斯奈德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

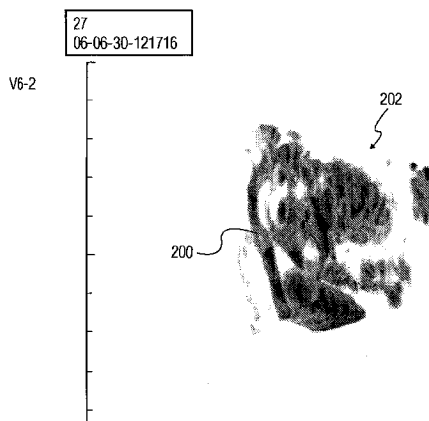
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

采用灰度级反转的 3D 超声彩色流成像

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统生成了血流的 3D 图像,其在一幅图像中既描绘了血库的位置,又描绘了流速。遍及整个体积区域获取 B 模式数据,并将其反转至一定范围的灰度级值,其使得无回声区域相对于强回声返回区域受到了加亮。遍及同一体积区域获取流数据,并对两数据集进行体绘制。之后,将两体绘制合并到单个 3D 图像中,在所述图像中,根据像素位置上的流对所述 B 模式像素值进行着色。



1. 一种用于分析血流的超声诊断成像系统,包括:
 - 换能器阵列,其用于在存在血流的体积区域上发射和接收超声信号;
 - 耦合至所述换能器阵列的 B 模式处理器,其用于生成所述体积区域的 B 模式数据;
 - 耦合至所述换能器阵列的多普勒处理器,其用于生成所述体积区域的流数据;
 - 生成所述 B 模式数据的反转映射的灰度级图,其中,所述反转映射对无回声返回信号进行了加亮;
 - 耦合至所述处理器的体绘制器,其用于生成对经反转的 B 模式数据和所述流数据的体绘制;
 - 图像合并处理器,其将经体绘制的流数据和经反转的 B 模式数据组合成含有两种数据集的特点的合成图像;以及
 - 耦合至所述图像合并处理器、用于显示所述合成图像的显示器,其中,所述图像合并处理器还包括用于使给定图像位置处的像素的经反转的 B 模式数据与阈值进行比较的比较器,并且,如果所述经反转的 B 模式数据在所述阈值之上,则向所述像素分配所述像素的经反转的 B 模式数据和所述流数据的值的和,并且其中,将所述经体绘制的流数据和所述经反转的 B 模式数据组合成所述合成图像还基于由灰度级和彩色图像像素所描绘的灰度级表面和彩色表面所源自的所述体积中的位置。
2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述多普勒处理器生成彩色流数据。
3. 根据权利要求 2 所述的超声诊断成像系统,还包括用于将所述彩色流数据映射至一定范围的颜色值的颜色图。
4. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像合并处理器还用于基于所述比较器的比较结果有选择地组合与共同的位置相关的流数据和经反转的 B 模式数据。
5. 根据权利要求 4 所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像合并处理器还包括用于使流数据与第二阈值进行比较的比较器。
6. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述阈值还包括用户可调整阈值。
7. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述第二阈值还包括用户可调整阈值。
8. 一种用于生成组织和流的 3D 超声图像的方法,包括:
 - 获取灰度级 3D 数据集;
 - 获取彩色流 3D 数据集;
 - 将所述灰度级 3D 数据映射至一定范围的灰度级值,该映射过程对无回声返回的加亮程度比对强回声返回的加亮程度更大;
 - 对所述经映射的灰度级 3D 数据集和所述彩色流 3D 数据集进行体绘制;
 - 在空间的基础上组合所述经体绘制的灰度级和彩色流数据;以及
 - 显示合成的灰度级和流的经体绘制的图像,其中,所述组合还包括比较给定图像位置处的像素的经体绘制的灰度级值与阈值,并且,如果所述经体绘制的灰度级值在所述阈值之上,则向所述像素分配所述像素的经体绘制的灰度级值和所述彩色流数据的值的和,并且其中,所述在空间的基础上组合所述经体绘制的灰度级和所述彩色流数据还基于由灰度级和彩色图像像素所描绘的灰度级表面和

彩色表面所源自的体积中的位置。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,所述映射生成经反转的灰度级 3D 数据。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中,所述组合还包括使与共同的空间位置相关的彩色流数据值与第二阈值进行比较。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所述组合还包括采用对应于 3D 区域内的位置上的流特点的颜色对这些位置上的灰度级数据值着色。

12. 一种用于生成对象内的流状况的 3D 超声图像的方法,包括:

生成 3D 超声图像数据集,其中,体积区域内的血液将比周围组织显示得更加不透明;
以及

在空间的基础上使所述体积区域内的位置上的流的数据集与所述 3D 超声图像数据合并;以及

生成所述合并数据集的图像,其中,像素描绘了血液不透明性和流特点两者,

其中,所述合并还包括比较给定图像位置处的所述 3D 超声图像数据的像素的灰度级值与阈值,如果所述灰度级值在所述阈值之上,则向所述像素分配所述像素的所述灰度级值和流数据的值的和,并且其中,所述使所述流的数据集与所述 3D 超声图像数据合并还基于由灰度级和彩色图像像素所描绘的灰度级表面和彩色表面所源自的所述体积中的位置。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述生成 3D 超声图像数据集还包括将 B 模式数据映射至一定范围的反转值,其中,较弱的回声信号将被显示得比较强的回声信号更明亮。

14. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述合并还包括使处于共同的像素位置上的所述流数据与第二阈值进行比较。

15. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述合并还包括使处于共同的像素位置上的所述 3D 超声图像数据和所述流数据相互比较。

16. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述合并是基于图像数据和流数据在所述体积区域内的相对来源而完成的。

采用灰度级反转的 3D 超声彩色流成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗诊断超声系统,具体而言,涉及执行三维(3D)彩色流成像的超声系统。

背景技术

[0002] 在超声诊断成像当中,采用 3D 体绘制成像使诸如胎心的心室的人体结构的内表面可视化是一种常见做法。采用被称为空间时间图像相关(STIC)的 3D 数据获取技术能够作为一系列体积俘获胎心的动态变化,其中,可以将每一体积俘获成由连续图像帧构成的 Cineloop[®]。俘获由彩色流数据构成的 3D 体积并采用各种 3D 体绘制技术形成该数据体积的 2D 图像投影也是一种常见做法。之后,可以将所述 3D 彩色流数据视图化为横截面平面,或者采用各种 3D 绘制方法将其视图化为 3D 图像。此外,可以采用 STIC 技术获取 3D 彩色流数据,以俘获胎心的血流动态变化。

[0003] 另一种已知的胎儿成像技术被称为“反转成像(invert imaging)”。在反转成像中,常规灰度级范围被逆转成了经反转的灰度级范围,其中,所述常规灰度级范围通常将人体内返回了强回声的结构示为明亮显示,将几乎不返回回声能量的诸如血液的无回声结构示为黑色。通过这一灰度级范围的逆转使得血管内的血液得到了明亮显示,而围绕血管的组织则显示黯淡或者看不见,由此实现了对血库和血管血流的加亮。例如,参考美国专利 No. 6117080(Schwartz),其将该技术应用到了填充了流体的囊肿的检测当中。

[0004] 采用与反转成像结合的胎儿 STIC 技术为临床医生提供了对胎心结构的新了解。这一点很重要,因为临床医生经常要面对评估胎心的正常或异常形成和功能的问题。常规的 3D 反转图像本身没有提供任何有关心脏的血流动态变化的信息。为此,临床医生必须寻求其他图像的帮助,通常其将利用通过所述体积的横截面彩色流片层来评估血流速度,并通过脑力劳动使所述横截面彩色流图像的流与采用反转技术形成的 3D 灰度级图像相关。相应地,希望为临床医生提供单一的成像技术,该技术能够同时提供经反转的图像的脉管流通路信息和彩色流片层的流速信息。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,使 3D 灰度级数据与 3D 彩色流数据相组合,从而允许将它们一起可视化。在所给出的本发明的例子中,使彩色体积数据的表面绘制的 3D 投影与“经反转的”灰度级体积数据的表面绘制的 3D 投影相组合,从而一起将二者生成图像。在这一例子中,组合两种 3D 投影的过程将处于指定像素位置上的灰度级投影数据的值与处于同一像素位置上的彩色投影数据的值进行比较。如果所述灰度级值处于某一阈值以下,那么仅将所述灰度级值用于所述组合图像中的图像像素。如果所述灰度级值处于该阈值之上,那么将所述灰度级值加到所述颜色值上,并将这一新值用于所述组合图像中的图像像素。否则,也可以采用图像数据算法增强图像的特征。

附图说明

[0006] 在附图中：

[0007] 图 1 通过方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统；

[0008] 图 2 示出了本发明的方法的例子流程图；

[0009] 图 3 和图 4 分别示出了根据本发明的原理生成的以及在心脏舒张期和心脏收缩期内俘获的两个超声图像。

具体实施方式

[0010] 首先参考图 1, 其通过方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的超声系统。提供了用于发射超声波和接收回声信号的换能器阵列 10a。在这一例子中, 所示出的阵列是换能器元件的二维阵列, 其能够提供 3D 图像信息, 但是本发明的实现方式也可以采用换能器元件的扫掠 (swept) 一维阵列, 其将由体积区域生成 2D (平面) 图像。将所述换能器阵列耦合至微束形成器 12a, 所述微束形成器 12a 控制着所述阵列元件对信号的发射和接收。如美国专利 No. 5997479 (Savord 等)、No. 6013032 (Savord) 和 No. 6623432 (Powers 等) 所述, 所述微束形成器还能够至少部分完成对所述换能器元件的组或“片 (patch)”接收的信号波束形成。将微束形成器 12a 耦合至发射 / 接收 (T/R) 开关 16, 其在发射和接收之间切换, 并保护主波束形成器 20 不受高能量发射信号的影响。来自换能器阵列 10a 的超声波束的发射处于耦合至所述 T/R 开关的发射控制器 18 的控制下, 所述发射控制器接收用户通过操作用户接口或控制面板 38 提供的输入。

[0011] 将微束形成器 12a 生成的经部分波束形成的信号耦合至主波束形成器 20, 在所述主波束形成器内将来自各个元件片的部分波束成形的信号组合成完全波束成形的信号。例如, 所述主波束形成器 20 可以具有 128 个通道, 每一通道接收来自 12 个换能器元件构成的一片的部分波束成形的信号。通过这种方式, 由二维阵列的超过 1500 个换能器元件接收到的信号能够有效地促进单个波束成形的信号的形成。将所述波束成形的信号耦合至信号处理器 22, 在所述信号处理器中, 所述信号将受到额外的增强, 例如, 散斑消除、信号复合、谐波分离、滤波、多线内插和处理以及噪声消除。

[0012] 将所述经处理的信号耦合至 B 模式处理器 26 和多普勒处理器 28。所述 B 模式处理器 26 采用幅度检测实现对人体内的诸如肌肉、组织和血细胞的结构成像。可以通过谐波模式或者通过基本模式形成人体内的结构的 B 模式图像。身体内的组织和微泡均返回两种类型的信号, 而且在大多数应用中微泡的谐波返回都能够使微泡在图像中被清晰地分割。所述多普勒处理器处理来自组织和血流的在时间上不同的信号, 以检测包括血细胞、组织和微泡的物质在像场内的运动。所述多普勒处理器对由来自所要成像的体积内的每一位置的在时间上不同的样本构成的总体 (ensemble) 进行操作, 以生成对所述体积区域内的每一位置的多普勒功率、速度、加速度或方差 (variance) 的估算, 所述体积区域与作为 B 模式信号源的体积区域为同一体积区域。可以针对 B 模式和多普勒返回采用不同的发射信号, 或者两种处理器可以采用相同的信号, 如美国专利 No. 6139501 (Roundhill 等) 中所述。所述多普勒处理器 28 能够对通常由信号处理器 22 生成的 I、Q 求积分 (quadrature) 数据进行操作, 所述 B 模式处理器 26 能够对具有 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 的形式的相同数据进行操作。将结构 B 模式信号耦合至灰度级映射处理器 32, 所述灰度级映射处理器 32 将所述 B 模式信号转

换成一定范围的灰度级值。将来自多普勒处理器 28 的流信号耦合至颜色映射处理器 34, 类似地, 所述颜色映射处理器 34 将所述流信号转换成一定范围的颜色值。例如, 当流信号是用于彩色流成像的速度相关信号时, 所述颜色值的范围对应于一定的流速范围。如果希望, 也可以采用其他多普勒模式, 例如功率、加速度和方差。所述映射处理器可以实施用户选择的灰度级和颜色范围, 并且可以将所述映射处理器构建成查询表。当图 1 的超声系统正在根据本发明生成图像时, 使灰度级图由其常规标度发生反转, 其中, 将较强的 B 模式信号转换为较暗的灰度级值, 将较弱的 B 模式信号转换为较亮的灰度级值。例如, 这将使得来自血管壁的组织较强的回声受到显示的明亮程度不如来自血管内的血流的较弱的无回声回声返回。

[0013] 根据本发明, 分别通过体绘制器 42 和 44 对所述灰度级 3D 数据集和所述 3D 流数据集的每者进行体绘制, 以形成每一 3D 数据体积的 2D 显示。在实践当中, 可以采用一个体绘制器, 其受到了多路复用, 从而对一个数据集进行体绘制, 之后再对另一个数据集进行体绘制。体绘制是公知的, 例如, 在美国专利 No. 5720291 (Schwartz) 中就对其予以了说明。也可以参考美国专利 No. 6530885 (Entrekin 等)。体绘制能够从一系列不同的观看方向生成 3D 体积的投影, 之后, 用户能够通过观看方向排序, 从而从不同的角度观看所述 3D 体积, 这是一种被称为动态视差的显示格式。体绘制器 42 和 44 可以在直线坐标下或者在极坐标下对图像数据进行操作, 如美国专利 No. 6723050 (Dow 等) 所述。

[0014] 仍然根据本发明, 通过像素比较器和 3D 图像合并处理器 50 使体绘制器 42 生成的经过体绘制的“经反转的”灰度级数据和体绘制器 44 生成的经过体绘制的流数据相混合, 这样能够使血管和心腔的流通道与所述流通道或心腔的流体运动特性一起得到可视化。一种实现这一目的的方式是使图像中的每一点上的 B 模式数据和流数据相互比较, 或者使之与阈值进行比较。例如, 一种技术是使图像位置上的灰度级值与阈值进行比较, 如果灰度级值处于阈值以下, 那么就将所述灰度级值单独用于显示。但是, 如果所述灰度级值超过了阈值, 那么使所述灰度级值和流值相加, 从而得到该位置上的采用诸如流速的流值对其着色的显示像素。或者, 首先将流值与阈值进行比较, 如果该流值超过了阈值就将其用于显示。如果所述流值未超过阈值, 那么将所述灰度级值用于该位置上的显示。在任一种情况下, 阈值都是可以控制的, 如果希望, 用户可以从控制面板 38 对阈值进行设置。这一处理的结果是采用了含有两种初始体绘制的特点的单个体绘制 (3D) 图像。将所得到的合并图像耦合至 CineLoop 缓冲器 36, 在所述缓冲器中, 可以使其与经过类似处理的用于使 (例如) 心脏的血流动态变化可视化的图像序列一起得以显示。将所要显示的图像耦合至图像处理器 30, 从而将其显示在图像显示器 40 上。

[0015] 为了扼要重述这一处理, 所述的组合灰度级和彩色 3D 图像投影的形成是通过一系列处理步骤实现的。这些步骤首先涉及单独的灰度级和彩色数据投影的形成, 之后涉及将其组合或合成为单个用于显示的图像的最终步骤。所述灰度级图像投影的形成是通过采用由常规图获得的经反转的灰度级图绘制灰度级数据实现的, 其中, 所述处理中的第一步骤是逆转或反转将要可视化的数据体积中的各个体素的强度。这一反转的方式是使亮体素变暗, 暗体素变亮。在这一反转步骤之后, 采用诸如前述射线投射法的常规 3D 绘制技术建立 2D 图像, 所述 2D 图像是从指定的观察点观察的 3D 数据的投影。优选地, 将这一绘制方法配置为找到并示出数据中的“表面”, 所述表面一般是指从观察者行进到所述数据体积内

的“射线”所经历的从低强度（暗）体素到较高强度的（亮）体素的转变。由于所述使体素数据的强度反转的第一步骤的原因，在绘制过程中找到并显示的表面等价于与体积数据中存在的无回声或者通常较暗的区域相对立的组织的内表面。例如，如果所述体积数据包括胎心，那么所找到并显示的表面将对应于心室和连接至所述心室的相关血管的内表面。所得到的 2D 图像由 MXN 个像素构成，其中，每一像素由红 (R)、绿 (G) 和蓝 (B) 值构成。通常，这些 RGB 值将全部彼此相等，从而使所显示的像素具有中和（灰）色，但是也可以采用其他色调。

[0016] 彩色流图像投影的形成是通过诸如射线投射法的常规 3D 绘制方法实现的，从而找到并显示目标的表面，其中，所述目标表面先前被超声系统检测到在所述体积数据内具有从特定的视点观察到的与之（移动的血细胞）相关的多普勒频移。所得到的 2D 图像由 MXN 个像素构成，其中，每一像素由红 (R)、绿 (G) 和蓝 (B) 值构成。像素的 RGB 值将使得所得到的在每一像素位置显示的颜色对应于该位置的血细胞的方向和速度，这是由颜色图决定的，该颜色图使由所接收到的回声的多普勒频移决定的速度和方向与所显示的颜色相关。

[0017] 使按照上文所述创建的 3D 数据的经组合的彩色和灰度级 2D 投影通过非线性的方式组合或合成，其中，将组合图像中的每一像素形成为来自灰度级和彩色图像中的对应位置的像素（体素）数据的组合。存在几种使来自两种图像的像素数据相组合的方式。一种方式是首先将灰度级像素值与所选的阈值进行比较。如果所述像素值落在可调整的阈值之下，那么仅将来自灰度级图像的 RGB 像素值用于组合图像像素，即，仅显示灰度级数据。另一方面，如果来自灰度级数据的像素值超过了所述的可调整的阈值，那么使该像素值与所述彩色图像的该位置处的像素值相加（使 R、G 和 B 单独相加），从而得到采用从同一位置找到的对应速度对其进行了着色的灰度级像素值。如果希望，可以执行范围检查，从而将经过相加的像素值箝固至全亮度。这一合成方法与常规处理形成了对照，在常规处理当中仅在不存在灰度级数据的情况下显示彩色数据。

[0018] 另一种合成灰度级和彩色图像的方式是将额外的可调整阈值用于彩色像素数据的值，从而将所述彩色数据的速度也考虑在内。在这种情况下，可能希望，如果所述彩色数据的速度超过了所述可调整的阈值，那么不管灰度级数据如何都显示所述彩色像素数据。

[0019] 另一个能够影响所述合成过程的因素就是考虑所述灰度级和彩色图像像素所描绘的灰度级表面和彩色表面所源自的所述体积内的位置。在采用体绘制的射线投射法时，最终的结果是通常丢失了深度维度的二维投影。但是，可以通过针对每一灰度级和彩色表面跟踪沿所述射线找到了所述表面的距离来确定所述像素所源自的初始体积数据集内的深度位置。因而，除了将对灰度级和彩色像素值的比较作为所述合成过程的部分之外，也可以考虑沿射线遇到每一像素的深度。例如，当灰度级绘制中的灰度级像素值源自于比彩色流绘制中的对应彩色像素值所源自的深度更浅的深度时，不应将两个值合并，因为它们涉及体积区域内的不同位置。在这样的情况下，如果灰度级值超过了指定的亮度阈值，但是彩色像素和灰度级像素之间的沿射线的深度差异超过了某一可调整阈值，那么仅将灰度级像素值单独用于所述组合图像像素。这一额外的因素避免了使不具有空间相关性，因而不应组合的经绘制的数据合并。

[0020] 图 2 示出了本发明的过程的简化流程图。在 102 中获取 3D 灰度级数据集。在 104

中获取 3D 彩色流数据集。在 106 中,将所述灰度级数据集转换或映射至经反转的灰度级图或数值范围。在 108 中,对经反转的 3D 灰度级数据集和所述 3D 彩色流数据集进行体绘制。在 110 中,将彩色流值和灰度级值组合或合成成单个 3D 体绘制图像,该图像含有两种数据集的特点。之后,在 112 中实时显示这样的图像的序列。

[0021] 图 3 和图 4 示出了胎心的两幅超声图像,第一幅图像是在心脏舒张期获取的,第二幅是在心脏收缩期获取的。这些图像是通过本发明的操作实现方式获取的,并且被作为相对于黑色背景显示的彩色图像显示在获取超声系统上。但是,出于专利说明的目的,在附图中对这一常规显示格式进行了逆转,使得背景就变成了白色,而流通路和速度则为灰色阴影。应当指出的第一个特点是,这些图像不是心脏本身(心肌层),而是心脏内的血液。通过灰度级图的反转已经使得围绕这些血流区域的心肌组织结构变得透明或消失,从而生成了与美国专利 No. 5474073 (Schwartz 等) 中描述的类似的流图像。也可以参考前述美国专利 No. 5720291 (Schwartz),其公开了这样一种技术,该技术通过将多普勒数据绘制得不透明,将组织绘制得透明而使流可视化。在这些图像中,流通路得到了不透明显示,从而使流通路的外表面和血库在绘制过程中得到了加亮,由此将连续血管中的流示为了连续的不透明的血液的“管”。在图 3 和图 4 中,临床医生能够指出诸如主动脉 200 的流通路的位置和方位,从而检查其连续性并诊断心脏和血管的形成是否正常。在图 3 的心脏舒张阶段,当血液填充心脏的被标示为 202 的左心室时,该心腔被高度着色。当心脏在这一阶段正在填充时,主动脉 200 内只存在一点颜色或者不存在颜色。在图 4 的心脏收缩阶段,随着心脏的收缩迫使血液从心脏流出进入主动脉和周围血管系统,在左心室内存在相对较少的颜色,而二尖瓣区域和主动脉 200 则具有明亮色彩。因而,临床医生能够在一幅示出了血流的完整血流动态变化特征的图像的基础上做出诊断。

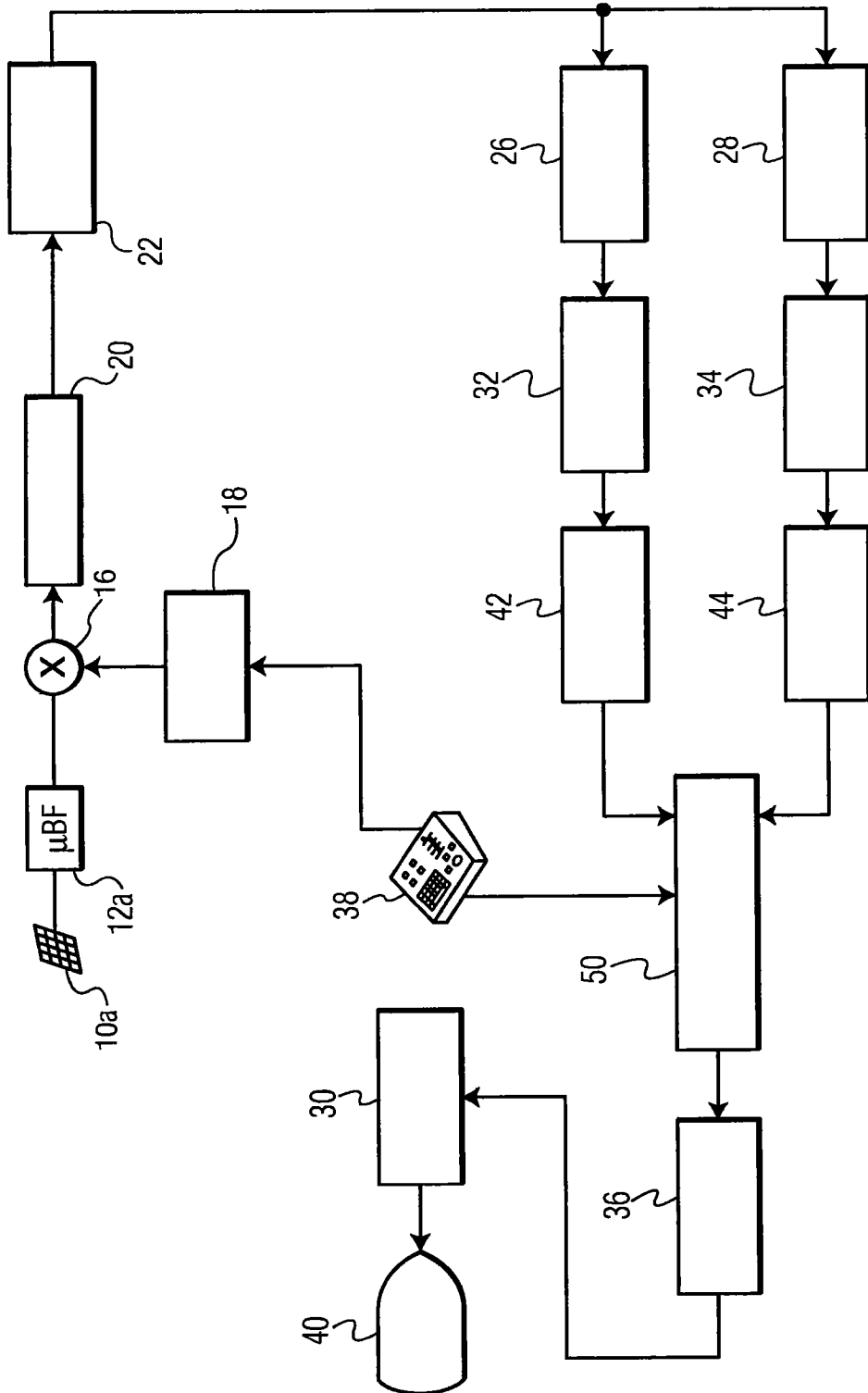


图1

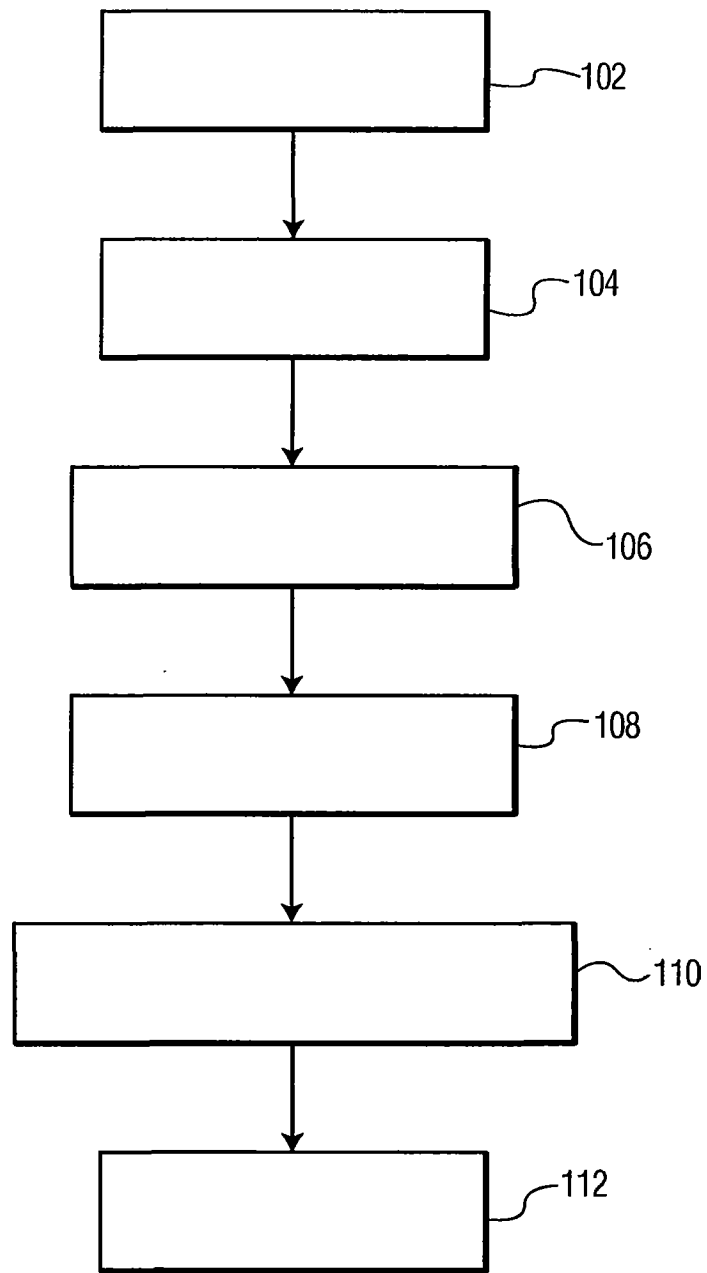


图 2

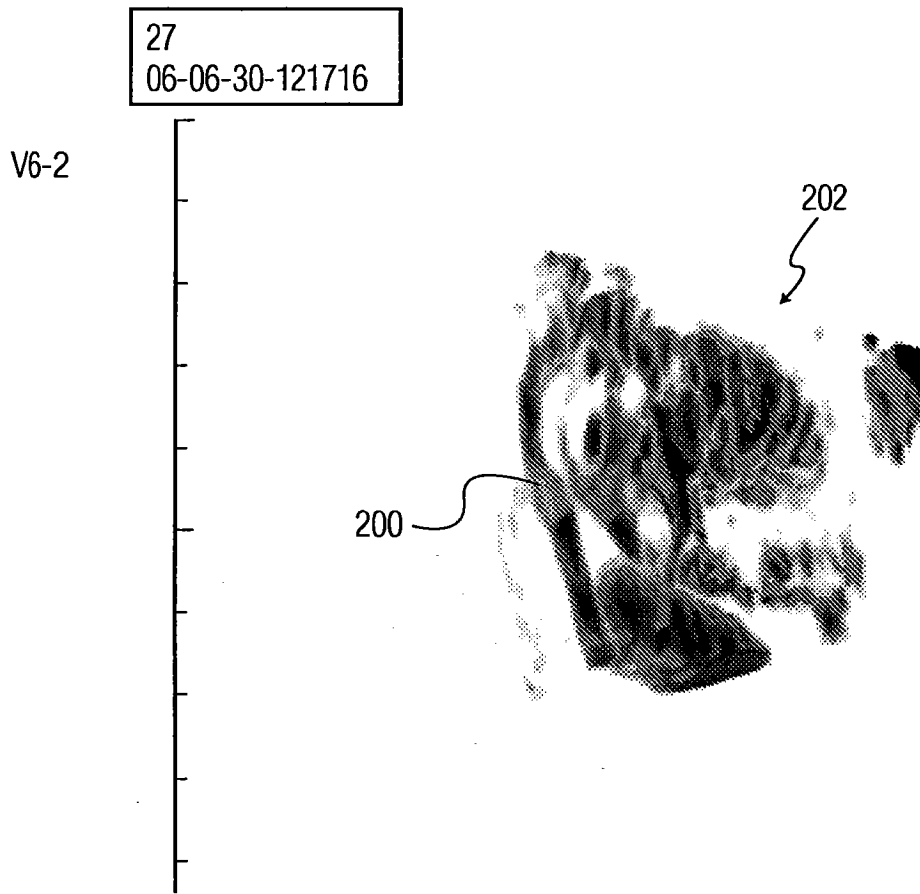


图 3

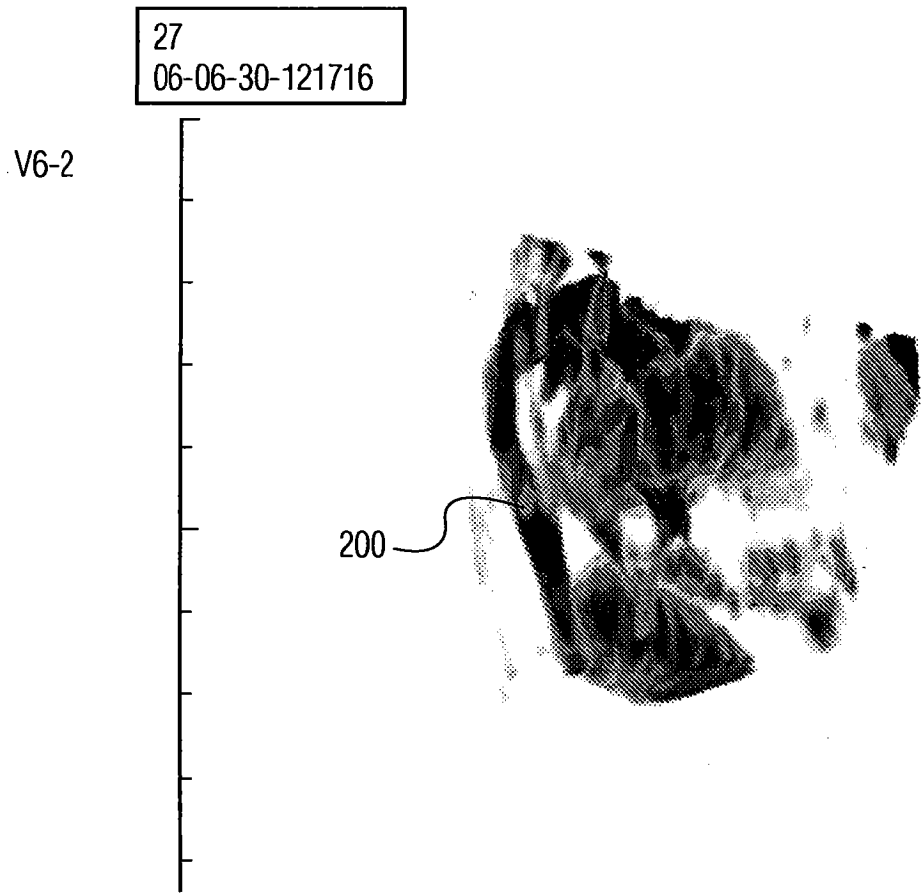


图 4

专利名称(译)	采用灰度级反转的3D超声彩色流成像		
公开(公告)号	CN101523237B	公开(公告)日	2015-01-14
申请号	CN200780037891.6	申请日	2007-10-04
[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	RA斯奈德		
发明人	R·A·斯奈德		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52071 G01S15/8979 G01S15/8993 A61B8/483		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	卢浩		
优先权	60/829353 2006-10-13 US		
其他公开文献	CN101523237A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统生成了血流的3D图像，其在一幅图像中既描绘了血库的位置，又描绘了流速。遍及整个体积区域获取B模式数据，并将其反转至一定范围的灰度级值，其使得无回声区域相对于强回声返回区域受到了加亮。遍及同一体积区域获取流数据，并对两数据集进行体绘制。之后，将两体绘制合并到单个3D图像中，在所述图像中，根据像素位置上的流对所述B模式像素值进行着色。

