



(10) 授权公告号 CN 102939049 B

(45) 授权公告日 2015.06.17

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

(56) 对比文件

61/348, 313 2010. 05. 26 US

US 5993390 A, 1999. 11. 30.

US 2006/0074310 A1, 2006. 04. 06,

2012. 11. 23

US 2002/0143253 A1, 2002. 10. 03.

审查员 谢春苓

PCT/IB2011/051785 2011.04.25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/148275 EN 2011. 12. 01

(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 D·普拉特 S·沃特金斯 W·马丁

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

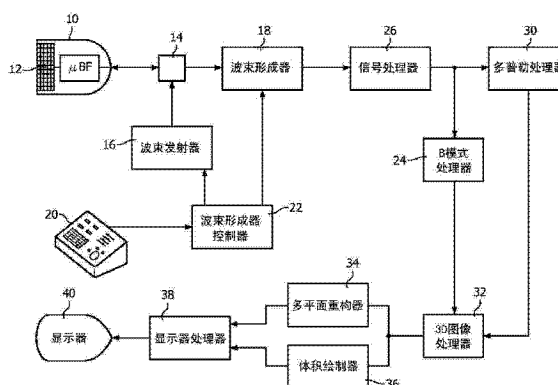
72002

代理人 王英 刘炳胜

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

对心脏的高体积率 3D 超声诊断成像

3D 超声诊断成像系统以等同于 3D 图像数据集的采集速率的 3D 显示帧率产生 3D 心脏图像。被成像的体积心脏区域被分离的扫描波束稀疏地子采样。取决于图像场中是否存在运动,波束之间的空间位置用内插值填充,或者与来自其他 3D 扫描间隔的采集数据值交织。使用多个不同的波束扫描图案,不同的波束扫描图案具有不同的空间位置,在这些空间位置中定位波束并且省略波束。可以连续重复不同波束扫描线图案的序列,或者序列的图案与心动时相同步,从而使得在 N 次心跳的序列内,通过 N 条不同的扫描线图案扫描相同的各自时相。



1. 一种用于高帧率 3D 心脏显示的 3D 超声诊断成像系统,包括:

具有阵列换能器的超声探头,所述阵列换能器适于对体积区域进行子采样并且采集在方位角方向和仰角方向上都分离的接收扫描线;

耦合到所述超声探头的波束形成器,其沿着所述扫描线产生图像数据值;

耦合到所述波束形成器的波束形成器控制器,其适于在不同心动时相期间使用空间不同的扫描线图案的重复序列扫描心脏,在所述不同心动时相中通过每种图案对全部体积区域进行子采样;

3D 图像处理器,其对来自不同心动时相的所述图像数据值作出响应,并适于使用内插或交织数据值填充接收扫描线之间的空间位置;以及

耦合到所述 3D 图像处理器的显示器,其适于显示内插数据值、交织数据值、或两者的 3D 图像,

其中,所述 3D 图像处理器使所述显示器以所述扫描线图案的帧率显示新的 3D 心脏图像;

其特征在于:

其中,连续重复所述空间不同的扫描线图案的序列,或者每个心搏周期改变所述空间不同的扫描线图案的序列,使得在多个心搏周期内,使用每种扫描线图案按序列扫描心脏的每个时相。

2. 根据权利要求 1 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述阵列换能器还包括电子导向的二维阵列的换能器元件。

3. 根据权利要求 1 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述波束形成器还包括多线波束形成器。

4. 根据权利要求 1 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述 3D 图像处理器还包括比较器,所述比较器适于比较来自不同心动时相的数据值以确定使用来自相同心动时相的内插数据值或者来自另外心动时相的交织数据值来填充接收扫描线之间的所述空间位置。

5. 根据权利要求 4 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述比较器还适于将一个心动时相期间采集的 3D 数据集的内插数据值与不同心动时相期间采集的 3D 数据集的空间对应的接收数据值进行比较。

6. 根据权利要求 5 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,由所述比较器确定出所比较的内插数据值和接收数据值实质上不同使得所述 3D 图像处理器产生内插数据值的 3D 图像数据集;以及

其中,由所述比较器确定出所比较的内插数据值和接收数据值实质上等同使得所述 3D 图像处理器产生来自多个不同心动时相的交织数据值的 3D 图像数据集。

7. 根据权利要求 6 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,在逐像素的基础上完成所述比较器的所述确定。

8. 根据权利要求 1 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述空间不同的扫描线图案还包括这样的扫描图案,其中在一种扫描图案中沿着第一组波束方向发射波束而省略来自其他波束方向的波束,并且在另一扫描图案中沿着第二不同组波束方向发射波束而省略来自其他波束方向的波束。

9. 根据权利要求 1 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述 3D 图像处理器还包括运动

检测器,所述运动检测器适于检测不同心动时相之间是否存在运动以确定使用内插数据值或者交织数据值来填充接收扫描线之间的所述空间位置。

10. 一种用于高帧率 3D 心脏显示的 3D 超声诊断成像系统,包括:

具有阵列换能器的超声探头,所述阵列换能器适于对体积区域进行子采样并且采集在方位角方向和仰角方向上都分离的接收扫描线;

耦合到所述超声探头的波束形成器,其沿着所述扫描线产生图像数据值;

耦合到所述波束形成器的波束形成器控制器,其适于在不同心动时相期间使用空间不同的扫描线图案的重复序列扫描心脏,在所述不同心动时相中通过每种图案对全部体积区域进行子采样,

其中,改变针对每个能比较心动时相的相继心跳期间所使用的扫描线图案,使得在 N 次心跳的时段内使用 N 种不同的扫描线图案扫描每次心跳的相同心动时相;

3D 图像处理器,其对来自不同心动时相的所述图像数据值作出响应,并适于使用内插或交织数据值填充接收扫描线之间的空间位置;以及

耦合到所述 3D 图像处理器的显示器,其适于显示内插数据值、交织数据值、或两者的 3D 图像,

其中,所述 3D 图像处理器使所述显示器以所述扫描线图案的帧率显示新的 3D 心脏图像。

11. 根据权利要求 10 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述 3D 图像处理器适于对来自 N 次心跳内相同心动时相的 N 种相继扫描线图案的数据值进行交织。

12. 根据权利要求 11 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中, N 至少为四,并且所述 3D 图像处理器适于对来自至少四次相继心跳的相同心动时相期间所使用的至少四种不同相继扫描线图案的数据值进行交织。

13. 根据权利要求 10 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述 3D 图像处理器适于在逐像素的基础上确定使用内插数据值或者交织数据值来填充接收扫描线之间的空间位置。

14. 根据权利要求 10 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述波束形成器还包括多线波束形成器。

15. 根据权利要求 14 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述多线波束形成器适于同时接收来自一组相邻扫描线的回波信号,

其中,所述波束形成器控制器适于通过省略来自接收回波信号的各组之间的至少一组相邻扫描线的回波采集来对所述体积区域进行子采样。

对心脏的高体积率 3D 超声诊断成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医用诊断超声系统,具体而言,涉及以高显示帧率执行心脏的实时 3D 成像的超声系统。

背景技术

[0002] 超声成像多年来一直用于实时扫描并显示身体的二维 (2D) 图像平面。近年来,随着矩阵式换能器阵列以及利用 2D 换能器阵列对身体的体积区域进行电子扫描的超声探头的出现,实时 3D 成像得以商用。实时 3D 成像的障碍是扫描体积区域所需的时间。典型的 2D 图像平面可以经 128 条发射和接收扫描线扫描以形成 2D 图像。即便在最大的诊断深度,超声在身体中行进的速度,标称达 1580 米 / 秒,使得能够以快到足以实时成像的方式采集图像。实时成像通常是指 20 帧每秒、优选为 30 帧每秒以上的显示帧率,后者为标准 NTSC 电视或者显示监视器的帧率。但是,使用相同的扫描线密度扫描体积区域会花费显著更长的时间,因为待发射和接收的扫描线数目数以千计。采集单 3D 体积图像的时间因此受限于超声脉冲和回波行进的声速。当对诸如心脏的活动器官成像时问题会更加复杂,因为长的采集时间会导致模糊或畸变的图像,并且当每条扫描线必须经过多次脉冲控制时,采用多普勒成像将使问题变得更加困难。用于实现实时成像的为数不多的折中办法之一是只对小体积区域进行扫描和成像。但是,这将限制视野,因此限制诊断 3D 超声的实用性。

[0003] 美国专利 US5993390 (Savord 等人) 描述了实现实况 3D 超声成像的另一方式。在这一方式中将大视野分成若干体积段。分别对每个体积段进行成像,然后各图像段结合在一起形成宽视野的邻接 3D 图像。该专利的图 5 给出了心脏成像的例子。心脏的图像域被分成 9 个体积段。在心动周期的每个时相对每段进行成像。花费 9 次心跳以采集所有必需的体积段。对应于相同时相的各段被结合在一起,然后以实时显示速率重放所结合的体积的时相序列,从而示出整个心搏周期内心脏跳动的大视图的实况序列。尽管所得到的图像序列是实况的,但是却不是实时的,因为只有在采集组成的体积段所需的心跳数目之后才可获得实况图像序列。

[0004] 相应地,人们期望能够对大视野进行实时三维超声成像。此外,人们期望对身体中像心脏一样的处于运动的器官执行实时 3D 超声成像,并且以这样的体积显示帧率来这样做,即该帧率要大到足以平滑地显示运动,而不产生模糊、畸变或其他图像伪影。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声系统,该系统通过使用低 (宽间隔) 扫描线密度对体积区域进行子采样来采集 3D 图像的体积图像数据,所用的低扫描线密度足以在对期望的体积显示帧率而言充分的时间间隔内对整个体积区域进行子采样。由于得到的图像数据集对体积区域不能充分进行空间采样,因此在方位角维度和仰角维度上对图像数据进行内插以用内插图像数据填充所采集的扫面线之间的空间。在优选的实施方式中,针对心脏的不同体积采集采用多种不同的扫描图案。能够连续重复不同扫描图案的序列,或

者能够每个心搏周期改变不同扫描图案的序列,使得在多个心搏周期内,使用每种扫描图案按序列扫描心脏的每个时相。可以对每个体积采集的图像数据进行内插以呈现包括采集图像数据和内插图像数据的图像,或者能够使用来自一个或多个其他体积采集的采集数据填充(交织)未扫描的图像位置的一些或全部。优选地,在局部逐像素的基础上实时决定是否使用内插或交织的图像数据。

[0006] 根据本发明的实施例,提供了一种用于高帧率 3D 心脏显示的 3D 超声诊断成像系统,包括:具有阵列换能器的超声探头,所述阵列换能器适于对体积区域进行子采样并且采集在方位角方向和仰角方向上都分离的接收扫描线;耦合到所述超声探头的波束形成器,其沿着所述扫描线产生图像数据值;耦合到所述波束形成器的波束形成器控制器,其适于在不同心动时相期间使用空间不同的扫描线图案的重复序列扫描心脏,在所述不同心动时相中通过每种图案对全部体积区域进行子采样;3D 图像处理器,其对来自不同心动时相的所述图像数据值作出响应,并适于使用内插或交织数据值填充接收扫描线之间的空间位置;以及耦合到所述 3D 图像处理器的显示器,其适于显示内插数据值、交织数据值、或两者的 3D 图像,其中,所述 3D 图像处理器使所述显示器以所述扫描线图案的帧率显示新的 3D 心脏图像;其特征在于:其中,连续重复所述空间不同的扫描线图案的序列,或者每个心搏周期改变所述空间不同的扫描线图案的序列,使得在多个心搏周期内,使用每种扫描线图案按序列扫描心脏的每个时相。

附图说明

[0007] 在附图中:

[0008] 图 1 以框图形式示出了根据本发明原理构造的 3D 超声成像系统。

[0009] 图 2 以框图形式示出了图 1 的 3D 图像处理器的一种实施方式的细节。

[0010] 图 3 示出了根据本发明原理正在通过子采样进行扫描的体积区域。

[0011] 图 4a 示出了根据本发明的四种子采样波束图案。

[0012] 图 4b 示出了在体积区域的未采样点处的图像数据的插值。

[0013] 图 5a 和图 5b 示出了根据本发明原理可用于心脏成像的两种子采样波束图案的序列。

[0014] 图 6 示出了使用多线波束形成器对体积区域的子采样。

具体实施方式

[0015] 首先参考图 1,能够进行三维成像的超声探头 10 包括二维阵列换能器 12,该二维阵列换能器在体积区域上发射电子导向和聚焦的波束并且响应于每个发射波束接收单个或多个接收波束。称为“补片(patch)”或“子阵列”的相邻换能器元件组由探头 12 中的微波束形成器(μ BF)整体操作,该微波束形成器对接收到的回波信号执行部分波束形成,从而减少了探头和主系统之间电缆中的导体数量。美国专利 US 6419633(Robinson 等人)和美国专利 US 6368281(Solomon 等人)描述了适当的二维阵列。美国专利 US 5997479(Savord 等人)和 US 6013032(Savord)描述了微波束形成器。阵列的发射波束特性由波束发射器 16 控制,该波束发射器使阵列的切趾孔径元件在通过身体体积区域的期望方向上发射具有期望宽度的聚集波束。借助于发射/接收开关 14 将发射脉冲从波束发射器 16 耦合到阵列

的元件。由阵列元件和微波束形成器响应于发射波束接收的回波信号被耦合到系统波束形成器 18, 其中来自微波束形成器的经部分波束形成的回波信号被处理以响应于发射波束形成完全波束形成的单个或多个接收波束。前述的 Savord 的专利`032 描述了用于此目的的适当波束形成器。

[0016] 由波束形成器 18 形成的接收波束被耦合到执行诸如滤波和正交解调的功能的信号处理器。经处理的接收波束的回波信号被耦合到多普勒处理器 30 和 / 或 B 模式处理器 24。多普勒处理器 30 将回波信息处理成多普勒功率或速度信息。对于 B 模式成像而言, 接收波束回波被包络检测并信号通过 B 模式处理器 24 在对数上压缩到适当的动态范围。来自体积区域的回波信号经 3D 图像处理器处理以形成 3D 图像数据集, 下文将对此进行更加充分的描述。3D 图像数据可以经若干种方式处理以用于显示。一种方式是产生体积的多个 2D 平面。这种方式在美国专利 US 6443896 (Detmer) 中进行了描述。这种体积区域的平面图像是由多平面重构器 34 产生的。三维图像数据也可以由体积绘制器 36 绘制以形成透视或动态视差的 3D 显示。得到的图像, 可以是如美国专利 US 5720291 (Schwartz) 中所述的 B 模式、多普勒或两者, 被耦合到显示器处理器 38, 从显示器处理器中所得图像被显示在图像显示器 40 上。通过用户接口或控制面板 20 提供对波束形成器控制器 22 和超声系统其他功能的用户控制。

[0017] 正如在美国专利申请公开号 2007/0123110 (Schwartz) 中所解释的, 为了提供高分辨率且没有采样伪影的 3D 图像, 必须使用满足奈奎斯特标准的波束密度对被成像的体积区域进行空间采样。本发明的一些实施方式将以接近或低于这一空间采样标准的阈值对体积进行空间采样。来自对体积区域进行如此低密度扫描的 3D 数据在本文称之为 3D 子采样体积数据。3D 子采样体积数据可以是 B 模式数据、多普勒数据、或者两者的组合。将这种 3D 子采样体积数据集从 B 模式处理器 24 和 / 或多普勒处理器 30 耦合到如图 2 所示的存储器设备 50。由于每一个子采样体积数据集 (SSV_b) 本身是對待成像的全部体积的采样, 因此虽然是子采样, 但是仍能对该子采样体积数据集进行处理以产生全部体积的 3D 视图。根据本发明的第一方面, 这是通过内插器来完成的, 内插器在 SSV_b 的采样 (采集) 数据点之间内插附加的显示值。不同类型的线性、非线性和加权的内插能够用于内插这些附加的显示值, 下面给出一个示例。将附加的显示值于它们在采集数据点之间的适当空间位置处并入所采集的 SSV_b 以产生经内插的子采样体积数据集 SSV_i 。由于与采集 SSV_b 所需的时间相比附加的显示值的内插能够在更少的时间内完成, 因此 SSV_i 能够以 SSV_b 的采集帧率进行显示。如下所述, SSV_i 和 SSV_b 被存储在数据集存储器 50 中以供使用。

[0018] 根据本发明的另一方面, 超声成像系统将确定是显示经内插的 3D 数据集 SSV_i , 还是显示作为两个或更多 3D 数据集的交织组合的 3D 数据集。超声系统通过确定哪个数据集将产生最高的图像质量来完成该操作。如果正被成像的区域正在运动, 例如快速跳动的心脏, 或者随着采集数据集一起正在移动探头, 那么该运动将影响图像质量。在同一个子采样体中两个空间不同的图像数据点的采集之间的时间间隔将小于在不同子采样体积采集中采集的两个空间相邻图像点之间的时间间隔。这意味着, 在相同子采样体积中的样本之间的内插显示值与来自两个不同子采样体积的空间相邻样本相比更少受到运动的影响, 因为将更加实时采集内插所用的数据值。来自不同子采样体积的、甚至来自不同连续子采样体积的样本将在时间上间隔得更宽, 因此更容易受到运动畸变的影响。图 2 中的比较器 54

作出这种确定。比较器 54 将时间上早先采集的子采样体积数据集 SSV_{D-1} 中的数据点与 SSV_I 中同一空间位置的新近内插的显示值进行比较。如果在早先的 3D 子采样体积的时间和最近的 3D 子采样体积的时间之间的时间间隔中存在运动,相同空间位置的值将会不同。如果在两个体积采集之间的时间间隔内始终没有运动,相同空间位置的值将实质上相同。在存在运动的情况下,比较器选择使用最近内插的子采样体积数据 SSV_I 。如果没有运动,则将早先采集的子体积的采集数据值交织到其在最近采集的子体积的适当空间位置中。合并后的子体积的任何未被填充的空间位置可以用内插值进行填充。已经发现交织的子体积在不存在运动时给出更高分辨率的 3D 图像。

[0019] 比较器 54 的选择信号被耦合到处理器,该处理器要么在存在运动时选择内插的子体积 SSV_I ,要么将早先采集的数据点 (SSV_{D-1}) 与新近采集的数据点 (SSV_D) 进行交织。所选 3D 图像数据集被发送进行后续处理(例如,体积绘制、显示处理)并且显示。

[0020] 图 3 示出了本发明的一种实施方式。在该示例中,二维阵列换能器 12 正在发射和接收对换能器阵列前的体积区域 60 进行子采样的波束。通过阵列对波束进行电子导向,从而使得波束对体积区域进行扫描,在该示例中体积区域具有形截棱锥形状。也可以采用诸如圆锥形的其他形状。示出了点图案 64,其中波束通过与阵列换能器的平面平行的 C 平面 62。在体积中的该中间深度处看到波束在方位角 (θ) 和仰角 (Φ) 两者上相对靠近地间隔开。当波束行进到体积区域 60 的最大深度 68 时,波束在方位角和仰角两者上分散得更开,如点图案 66 所指示出的。在方位角和仰角间上波束间的空间位置是内插或交织用于显示的附加值的地方。通常无需在深度维度上添加附加显示点值,因为返回回波信号的采样足够高,并且在波束的深度(轴向)方向上产生高密度采样。从图 3 能够看出,当波束随深度而分散时在更大的深度处最好需要附加的间隙(interspaced)值以进行显示,如图 3 所示。

[0021] 图 4a 示出了根据本发明的原理可以对体积区域 60 进行子采样的四种不同的波束图案。每一种波束图案都是在诸如图 3 中的平面 62 的仰角平面上的波束截面。在该图示中“X”表示发射和接收波束的空间位置,而“O”表示可以但并没有发射和接收波束的空间位置。如果仰角平面被完全空间采样,十六个空间位置中每个都将包含“X”。但是在图 4a 中,被子采样的空间位置随着体积区域的每次 3D 扫描而变化。在图案 P1 中,对第一行和第三行的第一空间位置进行采样,而对这两行的其他空间位置不进行采样。在第二行和第四行中,对第三空间位置进行采样,而对其他位置不进行采样。

[0022] 在 P2 至 P4 的其他采样图案中,对不同的空间位置进行子采样。在 P2 中对相继行的第四位置和第二位置进行采样。在 P3 中对相继行的第三位置和第一位置进行采样。而在图案 P4 中对相继行的第二位置和第四位置进行采样。在已经使用这四种图案对体积区域扫描后,每种都产生其自己的子采样体积(SSV),看到所有的空间位置都被采样一次。然后在对体积区域的后续扫描中重复扫描图案的序列。同样能够看到,如果来自四种图案的样本交织或合并在一起,生产完全采样的体积。交织来自所有四种图案的样本将产生这样一种图案,其中所有十六个空间位置都包括采样(采集)值,尽管所有十六个空间位置是在四次体积扫描间隔内采集的。如果体积内没有运动,对来自四种图案的样本的交织将产生分辨很好且没有畸变的体积图像。当重复序列时,下一个扫描所用的图案,对图案 P1 的重复,将产生用于将来自早先扫描的样本替换为图案 P1 的样本。这样体积数据的一部分(在该示例中体积数据的四分之一)用具有每个不同图案的新扫描进行更新。当已经重复完具

有四种图案的四次扫描后,交织体积的所有样本值都得到了更新。

[0023] 但是如果在用四种图案进行扫描所需的时间期间体积区域有运动,四种图案的交织将产生分辨很差或者畸变的图像数据集。这一问题通过交织较少而不是全部四次扫描并且用内插值填充未采样的空间位置来防止发生。在最低限度,使用单图案数据集,其中通过内插填充缺失的样本。图 4b 示出了能够执行内插的一种方式。在该附图左侧示出了子采样图案,其中所采集的子样本表示为 X_1 - X_4 。内插缺失“0”样本的一种方式是通过计算 $O_1 = \text{AVG}(X_1, X_3)$ 来计算来自 X_1 和 X_3 的 O_1 的值。然后内插得到的 O_1 值以及 O_2 的值用于通过 $O_2 = \text{AVG}(O_1, X_2)$ 来计算 X_2 的值。类似的, X_2 和 X_4 用于通过 $O_4 = \text{AVG}(X_2, X_4)$ 来计算 O_4 的值,而 X_3 和 O_4 用于通过 $O_3 = \text{AVG}(X_3, O_4)$ 来计算 O_3 的值。值矩阵中其他缺失值类似地通过内插和 / 或者外插来填充。

[0024] 附图右侧的图案 P2 中的缺失值同样通过内插进行填充。 X_1 和 X_3 用于计算 O_1 的值; O_1 和 X_2 用于计算 O_2 的值; X_2 和 X_4 用于计算 O_3 的值;以及 O_3 和 X_3 用于计算 O_4 的值。

[0025] 当决定是否使用内插得到的子采样体积或交织得到的子采样体积时,将相同空间位置处实际采集值与内插值进行比较。例如,将从图案 P1 产生的 3D 数据集的内插值 O_2 与从图案 P2 产生的 3D 数据集的采集值 X_2 进行比较。如果所述值实质上相同,这表明在采集两个 3D 数据集的采集时间之间始终没有显著运动。因此,图案 P2 数据集的实际采集样本 X_1 - X_4 能够与图案 P1 的 3D 数据集的数据值进行交织。在该示例中这是通过如下操作完成的:使用 P2 的 X_1 值作为 P1 中 O_1 的值;使用 P2 的 X_2 值作为 P1 中 O_2 的值;使用 P2 的 X_3 值作为 P1 中 O_3 的值;并且使用 P2 的 X_4 值作为 P1 中 O_4 的值。如果源 3D 数据集和目的 3D 数据集之间始终没有运动,来自用其他图案采集的其他 3D 数据集的其他采集值能够类似的进行交织。

[0026] 另一方面,如果 P2 数据集的 X_2 与 P1 数据集的内插值 O_2 的比较显示显著差异,那么两个 3D 数据集的采集时间之间始终没有运动。此种情况下,其中所有“0”值是内插值和 / 或外插值的 P1 数据集将用于显示以最小化 3D 图像中的畸变和模糊。

[0027] 在本发明的构造实施例中,是否使用内插或交织数据进行 3D 显示的决定不是对整幅图像在整体基础上做出的,而是在逐像素基础上做出的。可能期望给定超声图像只在该图像的一部分或者特定区域具有运动,而不是在整幅图像上都具有运动。例如,如果正在对胎儿进行 3D 成像,并且该胎儿在成像时间期间处于静止,显示器中胎儿的大部分区域从一个 3D 帧到下一帧并不运动。相应地,来自这些静止区域的显示点在被比较时将表明,来自多次 3D 扫描的显示点能够被交织以在显示器中产生这些区域的高分辨率图像。可是,胎儿心脏在不断的跳动,并且来自时间离散扫描的显示点的比较将表明胎儿心脏的显示点的运动。因此,内插将用于在图像中显示胎儿的心脏区域,因为所用的采集数据将全部来自于同一 3D 扫描而非来自多次时间离散扫描。胎儿心脏因此将以其最高质量显现,不会由于运动效应而畸变,同时 3D 图像的其余部分将是交织的来自多次相继扫描的采集数据。3D 显示的每个区域由此通过在逐个显示点的基础上确定是否在被显示体积的每一点处使用内插或交织显示数据而被优化,以得到最好图像质量的显示。

[0028] 当本发明的 3D 显示技术用于对具有重复性运动,例如心脏的跳动,的器官成像时,扫描图案可以相对于运动周期,在心脏情况下相对于心跳同步或异步。图 5a 和图 5b 示出了异步和同步扫描图案。在图 5a 中,通过四种相继反复的扫描图案 P1 到 P4 对心脏进行

3D 成图。在图案图序列上面是标记出每个相继 R 波的发生的竖线。R 波间的时间是一次心跳的间隔。在该图示例中,每六分之一一个心搏周期采集稀疏采样的体积数据集;每次心跳有六次采集。在使用图案 P1-P4 的序列后,重复该序列。由于心脏在不断的运动,连续的数据集采集并不交织,因为心脏在心搏周期的每一时相都显现出不同。在这种情况下,每个稀疏的采样图案用内插值进行填充以显示其在心搏周期的特定时相。如果足够快速地采用扫描图案使得在两个或更多连续扫描图案期间没有显著运动,来自这些扫描图案的数据点能够进行交织。此外,如果心跳规律并且心脏在每次心跳期间遵循相同的运动路径,能够将来自不同心搏周期的相同时相的数据点组合在一起。例如,用于第一心跳的第一时相的图案是图案 P1,而用于第二心跳的第一时相的图案是图案 P3。对于规律的心跳而言,来自这两次采集的内插值和采集值的比较可以表明心脏在这些第一时相采集的每个中都在同一位置,因此来自第一图案 P1 和第二图案 P3 的采集数据值能够交织。其余的缺失值能够内插。这将与仅用所有内插值相比产生更高质量的图像。类似地,在第一心搏周期的第二时相处图案 P2 的采集值可以与第二心搏周期的第二时相的 P4 数据值交织。因此,假设在重复的心脏运动下,可以期望图 5a 的采集序列显示为整个内插的 3D 图像,或者其中剩余数据点是内插的两种交织数据图案。

[0029] 图 5b 示出了第二图案序列,该序列使用该序列中下一图案开始对每个心搏周期的采集。能够看到,图案 P1 用于第一心搏周期的第一时相,图案 P2 用于第二心搏周期的第一时相,图案 P3 用于第三心搏周期的第一时相,而图案 P4 用于第四心搏周期的第一时相。当心脏运动是重复性的时,全部的 3D 数据集能够由这四种不同采集图案的采集数据交织得来。每次心跳的每幅被显示的 3D 心脏图像包括整个采集数据值而没有内插。在心搏周期的每个时相处能够形成类似的高质量图像。在第五心搏周期将第一心搏周期的图案 P1 的数据替换为使用新的图案 P1 的采集以更新图像。

[0030] 使用图 5a 和图 5b 的每个采集序列,3D 图像显示速率处于用于采集每个稀疏采样体积 P1-P4 的采集速率,而与是否使用内插或者交织、或者两者结合无关。应当领会到,尽管给定示例使用四种不同扫描线图案 P1-P4,但是在给定实施方式中可以使用更多或更少不同扫描线图案。

[0031] 图 6 示出了本发明的优选实施方式,其得益于使用多线采集。众所周知,多线使得能够在单发射-接收间隔期间接收来自多条扫描线的数据。在图 6 中以粗体显示的 X 代表以 4 x 多线采集的四条扫描线。未用粗体显示的 X 表示被显示图案中不做采集的空间位置。在该示例中,波束被发射以声穿透每组四条相邻的扫描线,而同时接收来自所有四条扫描线的回波数据。然后多线波束形成器 18 同时处理并产生四条相邻的扫描线。例如,参见美国专利 US 6482157 (Robinson)。代替使用一个发射波束声穿透相邻的扫描线,能够使用四条不同方向、同时发射的发射波束以同时声穿透和接收四条不同位置的扫描线,例如在美国专利 US 7537567 (Jago 等人) 中所述的那样。图 6 示出了图案 P1 的多线实施方式,其中采集一组四条相邻扫描线,然后在执行四条扫描线的另一多线采集之前略过三组条相邻扫描线。利用 4 x 多线,3D 数据集能够在没有多线完成相同操作的四分之一时间内进行采集,由此将显示帧率增加四倍。如在图 4a 和图 4b 的示例那样,能够顺序使用不同多线图案能够以执行对体积区域的不同稀疏子采样,然后使用内插或交织数据值或两者以体积采集速率产生用于显示的新图像。

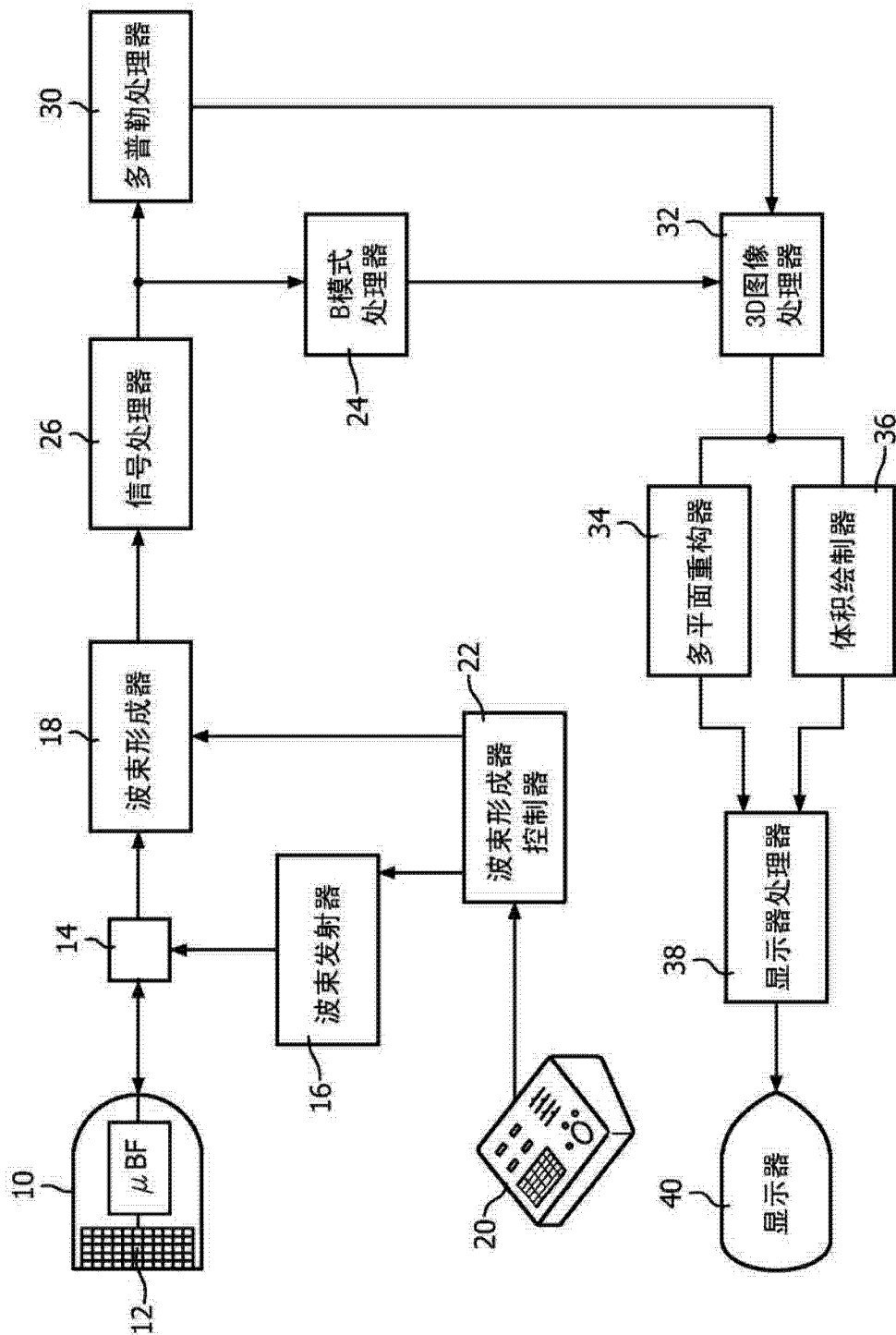


图 1

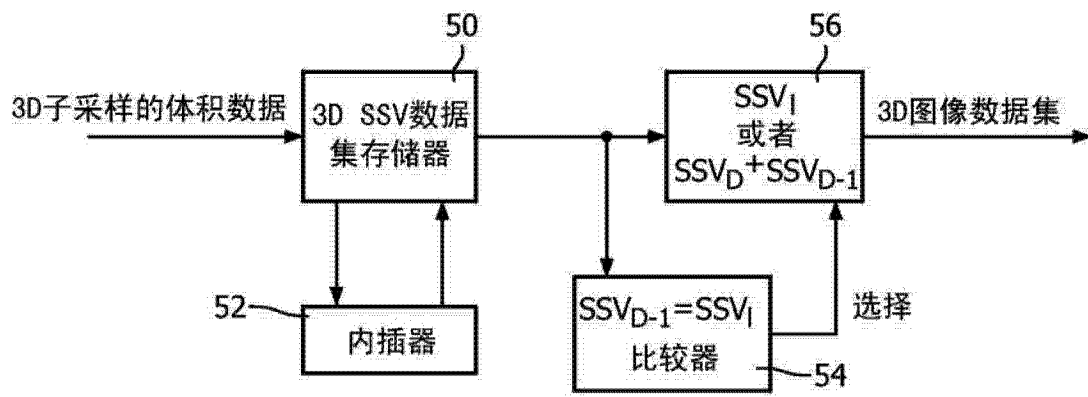


图 2

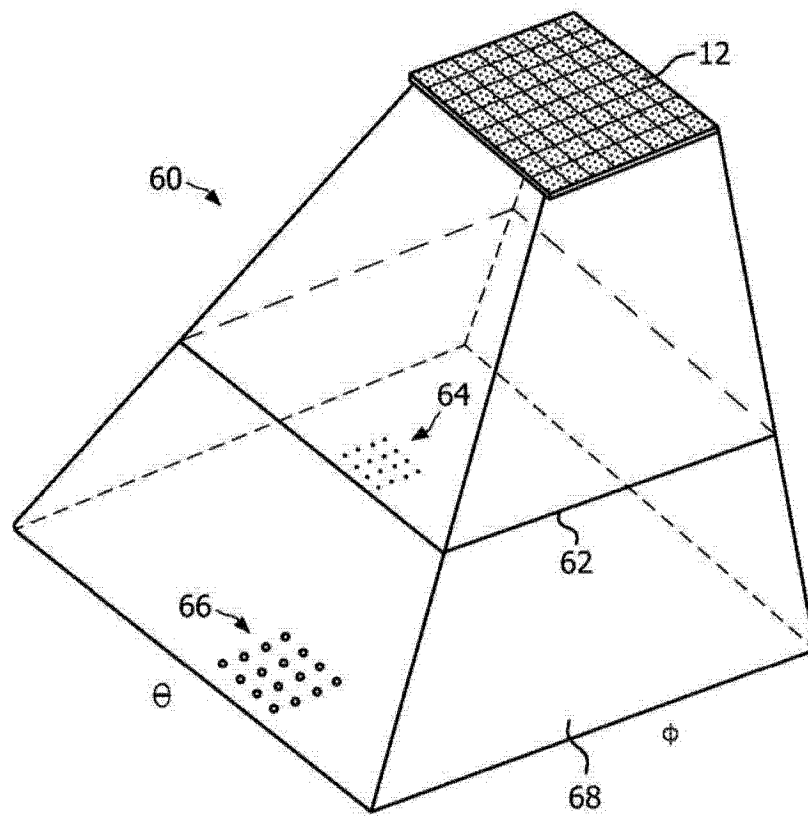


图 3

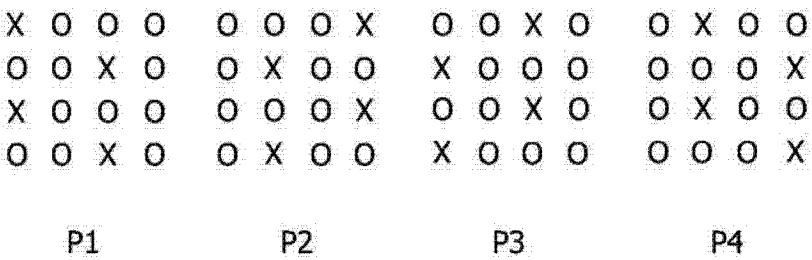


图 4a

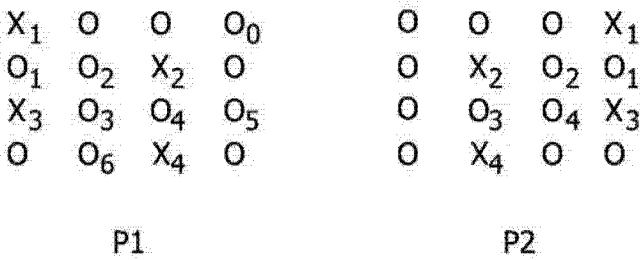


图 4b



图 5a



图 5b

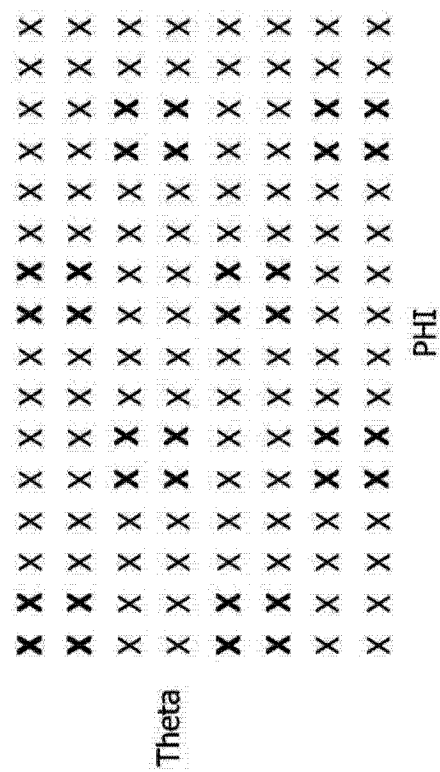


图 6

专利名称(译)	对心脏的高体积率3D超声诊断成像		
公开(公告)号	CN102939049B	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201180025594.6	申请日	2011-04-25
[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	D普拉特 S沃特金斯 W马丁		
发明人	D·普拉特 S·沃特金斯 W·马丁		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5253 A61B8/543 G01S7/52034 G01S7/5208 G01S7/52087 G01S7/52092 G01S7/52095 G01S15/8915 G01S15/8925 G01S15/8993		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/348313 2010-05-26 US		
其他公开文献	CN102939049A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

3D超声诊断成像系统以等同于3D图像数据集的采集速率的3D显示帧率产生3D心脏图像。被成像的体积心脏区域被分离的扫描波束稀疏地子采样。取决于图像场中是否存在运动，波束之间的空间位置用内插值填充，或者与来自其他3D扫描间隔的采集数据值交织。使用多个不同的波束扫描图案，不同的波束扫描图案具有不同的空间位置，在这些空间位置中定位波束并且省略波束。可以连续重复不同波束扫描线图案的序列，或者序列的图案与心动时相同步，从而使得在N次心跳的序列内，通过N条不同的扫描线图案扫描相同的各自时相。

