



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102917648 A

(43) 申请公布日 2013. 02. 06

(21) 申请号 201180025995. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 04. 25

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G01S 15/89 (2006. 01)

61/348, 296 2010. 05. 26 US

G10K 11/34 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 11. 26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/051783 2011. 04. 25

(87) PCT申请的公布数据

W02011/148274 EN 2011. 12. 01

(71) 申请人 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 黄云铎 陈松涛

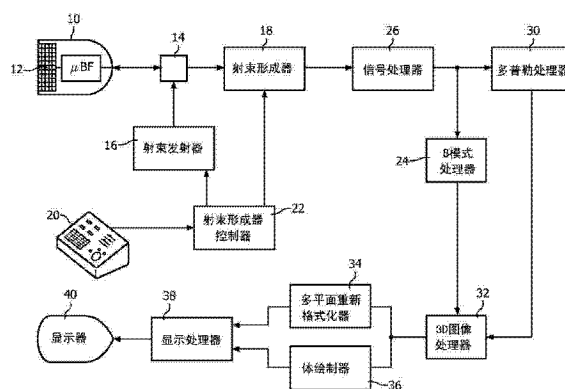
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

高体积速率 3D 超声诊断成像

(57) 摘要

一种 3D 超声诊断成像系统, 其以等于 3D 图像数据集的采集速率的 3D 显示帧率来产生 3D 显示图像。由分立的扫描射束对被成像体积区域进行稀疏地欠采样。根据图像场中是否存在运动, 利用内插值或通过与来自其他 3D 扫描时段的采集数据值交织来填充射束之间的空间位置。使用多个不同的射束扫描模式, 其中不同的扫描模式具有不同的射束所处的空间位置和射束被省去的空间位置。在优选实施例中, 逐个像素进行运动的判断并接着决定使用内插数据还是交织数据进行显示。



1. 一种用于高帧率 3D 显示的 3D 超声诊断成像系统,包括:

具有适于对体积区域进行欠采样并采集在方位方向和高度方向都分开的接收扫描线的阵列换能器的超声探头;

耦合到所述超声探头的射束形成器,其沿着所述扫描线产生图像数据值;

耦合到所述射束形成器的射束形成器控制器,其适于在对完整体积区域进行欠采样的不同扫描时段期间利用空间上不同的扫描线模式扫描所述体积区域;

3D 图像处理器,其对来自不同扫描时段的所述图像数据值作出响应,并适于利用内插数据值或交织数据值填充所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时段的帧率显示新的 3D 图像。

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以电子方式操纵的换能器元件的二维阵列。

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

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,所述比较器适于对来自不同扫描时段的数据值进行比较,以判断是利用内插数据值还是交织数据值来填充所接收扫描线之间的空间位置。

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扫描时段期间采集的 3D 数据集的内插数据值与一不同扫描时段期间采集的 3D 数据集的空间上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,所述比较器的所比较的内插数据值和接收数据值基本不同的判断使所述 3D 图像处理器产生内插数据值的 3D 图像数据集;并且

其中,所述比较器的所比较的内插数据值和接收数据值基本相等的判断使所述 3D 图像处理器产生来自多个不同扫描时段的交织数据值的 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,所述比较器的判断是基于逐个像素进行的。

8. 根据权利要求 7 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述 3D 图像处理器对所述比较器作出响应以在所述比较的结果判断为不相等数据值时产生内插数据值的 3D 图像数据集,并在所述比较的结果判断为相等数据值时产生交织数据值的 3D 图像数据集。

9. 根据权利要求 1 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述空间上不同的扫描线模式还包括这样的扫描模式,其中,在一个扫描模式中,沿第一组射束方向发射射束并省去来自其他射束方向的射束,并且在另一扫描模式中,沿第二、不同组的射束方向发射射束且省去来自其他射束方向的射束。

10. 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,其适于检测不同扫描时段之间运动的存在,以判断是利用内插数据值还是交织数据值填充接收扫描线之间的空间位置。

11. 根据权利要求 10 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还适于将一

个扫描时段期间采集的 3D 数据集的内插数据值与一不同扫描时段期间采集的 3D 数据集的空间上对应的接收数据值进行比较。

12. 根据权利要求 10 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器的存在运动的判断使所述 3D 图像处理器产生内插数据值的 3D 图像数据集;并且

其中,所述运动检测器的不存在运动的判断使所述 3D 图像处理器产生来自多个不同扫描时段的交织数据值的 3D 图像数据集。

13. 根据权利要求 12 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器的判断是基于逐个像素进行的。

14. 根据权利要求 13 所述的 3D 超声诊断成像系统,其中,所述 3D 图像处理器对所述运动检测器作出响应以在存在运动时产生内插数据值的 3D 图像数据集,并且在不存在运动时产生交织数据值的 3D 图像数据集。

高体积速率 3D 超声诊断成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,具体而言,涉及在显示器的高帧率下执行实时 3D 成像的超声系统。

背景技术

[0002] 多年来一直使用超声成像实时扫描和显示身体的二维(2D)图像平面。近年来,实时 3D 成像已经随着矩阵换能器阵列超声探头的出现而实现商用,这种探头使用 2D 换能器阵列对身体的体积区域进行电子扫描。实时 3D 成像的障碍是扫描体积区域所需的时间。典型的 2D 图像平面可以利用 128 条发射和接收扫描线来扫描以形成 2D 图像。即使在最大的诊断深度,超声在身体中行进的速度,标称为 1580 米/秒,使得能够足够快地采集图像以进行实时成像。实时成像一般是以超过 20 帧每秒,优选至少 30 帧每秒的帧率显示,这是标准 NTSC 电视或显示监视器的帧率。不过,利用相同的扫描线密度扫描体积区域花费的时间相当长,因为要发射和接收的扫描线数量数以千计。采集单个 3D 体图像所需的时间于是受到超声脉冲和回波行进的声速限制。在对诸如心脏的运动器官成像时,问题进一步复杂化,因为长的采集时间可能导致模糊或失真的图像,在必须要多次触发每条扫描线时,多普勒成像变得更加困难。用于接近实时成像的几种折衷方案之一是仅对小的体积区域扫描并成像。不过,这将限制视场并因此限制诊断 3D 超声的实用性。

[0003] 在美国专利 5993390 (Savord 等人的)中描述了实时 3D 超声成像的另一种方法。在这种方法中,大的视场被分成若干体积段。对每个体积段独立成像,然后将图像段连接在一起,以形成具有宽视场的相邻 3D 图像。本专利的图 5 给出了心脏成像的范例。心脏的图像场被分成九个体积段。在心搏周期的每个阶段对每个段成像。采集所有必需的体积段需要九次心跳。将对应于同一阶段的段连接在一起,然后以显示器的实时速率重放所连接体积的阶段序列,示出完整心脏周期中心跳的大视图的实况序列。尽管所得的图像序列是实况的,但不是实时的,因为实况图像序列仅在采集部分体积段所需的心跳次数之后才有实况图像序列。

[0004] 因此,希望能够在三维中并实时利用超声对大视场成像。此外,希望对像心脏那样的运动中的身体器官进行实时 3D 超声成像,并在显示器的体积帧率下这样做,该帧率足够高,可以流畅地显示运动而没有模糊、失真或其他图像人为噪声。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声系统,其通过以低扫描线密度(宽间距)对体积区域进行欠采样来采集用于 3D 图像的体图像数据,该低扫描线密度足以在足以实现显示的期望的体积帧率的时间间隔中对整个体积区域进行欠采样。由于所得的图像数据集可能没有充分对体积区域进行空间采样,所以在方位和高度维度上对图像数据进行内插,以利用内插的图像数据填充采集的扫描线之间的空间。在优选实施方式中,为不同的体积采集采用多个不同的扫描模式。可以对每个体积采集的图像数据进行内插处理以给出由

采集和内插图像数据构成的图像,或者可以利用由一个或多个其他体积采集而采集的数据填充(交织(interleaved))未扫描的一些或全部图像位置。优选地,实时并且局部地逐个像素决定使用内插图像数据或者交织图像数据。

附图说明

- [0006] 在附图中:
- [0007] 图 1 以方框图形式示出了根据本发明原理构造的 3D 超声成像系统;
- [0008] 图 2 以方框图形式示出了图 1 的 3D 图像处理器的一种实施方式的细节;
- [0009] 图 3 示出了根据本发明原理通过欠采样扫描的体积区域;
- [0010] 图 4a 示出了根据本发明的四种欠采样射束模式;
- [0011] 图 4b 示出了体积区域的未采样点处图像数据的内插;
- [0012] 图 5a 和 5b 示出了根据本发明原理可用于心脏成像的欠采样射束模式的两个序列;
- [0013] 图 6 示出了利用多线射束形成器对体积区域进行欠采样。

具体实施方式

[0014] 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,其在体积区域上发射电子操纵的并且聚焦的射束,并响应于每个发射束接收单个或多个接收射束。称为“片”或“子阵列”的相邻换能器元件的组由探头 12 中的微射束形成器(μ BF)整体操作,微射束形成器对接收的回波信号执行部分射束形成,由此减少探头和主系统之间电缆中导体的数量。在美国专利 6419633 (Robinson 等人)和美国专利 6368281 (Solomon 等人)中描述了适当的二维阵列。在美国专利 5997479 (Savord 等人)和 6013032 (Savord)中描述了微射束形成器。阵列的发射束特性由射束发射器 16 控制,其促使阵列的切趾孔径(apodized aperture)元件沿期望方向发射期望宽度的聚焦射束通过身体的体积区域。利用发射/接收开关 14 将发射脉冲从射束发射机 16 耦合到阵列的元件。由阵列元件和微射束形成器响应于发射束所接收的回波信号被耦合到系统射束形成器 18,在系统射束形成器 18 处,处理来自微射束形成器的部分射束形成的回波信号以响应于发射束形成完全射束形成后的单个或多个接收射束。在上述 Savord' 032 专利中描述了用于此目的的适当射束形成器。

[0015] 由射束形成器 18 形成的接收射束被耦合到信号处理器,其执行诸如滤波和正交解调的功能。经处理接收射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,对接收射束回波进行包络检测,并由 B 模式处理器 24 将信号对数压缩到适当动态范围。如下文更详细描述,由 3D 图像处理器处理来自体积区域的回波信号以形成 3D 图像数据集。可以通过若干种方式处理 3D 图像数据以进行显示。一种方式是产生体积的多个 2D 平面。在美国专利 6443896 (Detmer)中描述了这种方式。由多平面重新格式化器 34 产生体积区域的这种平面图像。也可以由体绘制器 36 绘制三维图像数据以形成透视或运动视差 3D 显示。如美国专利 5720291 (Schwartz)中所述,所得图像(可以是 B 模式、多普勒或两者)耦合到显示处理器 38,从显示处理器在图像显示器 40 上显示它们。通过用户接口或控制面板 20

提供射束形成器控制器 22 和超声系统的其他功能的用户控制。

[0016] 为了提供分辨率高且没有采样人为噪声的 3D 图像, 必须以满足奈奎斯特 (Nyquist) 准则的射束密度对被成像的体积区域进行空间采样, 如美国专利申请公开 No. 2007/0123110 (Schwartz) 中所述。本发明的一些实施方式将在这一空间采样准则的阈值附近或之下对体积进行空间采样。这里将来自体积区域的这种低密度扫描的 3D 数据称为 3D 欠采样体积数据。3D 欠采样的体积数据可以是 B 模式数据、多普勒数据或两者的组合。如图 2 所示, 将这样的 3D 欠采样体积数据集从 B 模式处理器 24 和 / 或多普勒处理器 30 耦合到存储装置 50。由于每个欠采样的体积数据集 (SSV_D) 自身都是要成像的完整体积的采样, 所以尽管是欠采样, 也可以处理它以产生完整体积的 3D 视图。根据本发明的第一方面, 这是通过内插器进行的, 其在 SSV_D 的被采样 (采集) 数据点之间内插额外的显示值。可以使用各种线性、非线性和加权内插法内插这些额外的显示值, 并且下文给出范例。将额外的显示值在所采集数据点之间的它们的适当空间位置处并入采集的 SSV_D 中, 以产生内插的欠采样体积数据集 SSV_I 。由于可以比采集 SSV_D 所需的时间在更少时间内进行额外显示值的内插, 所以可以以 SSV_D 的采集帧率显示 SSV_I 。 SSV_I 和 SSV_D 存储在数据集存储器 50 中, 用于如下所述那样使用。

[0017] 根据本发明的另一方面, 超声成像系统判断是否显示内插的 3D 数据集 SSV_I 或者作为两个或更多 3D 数据集的交织组合的 3D 数据集。超声系统通过判断哪个数据集将产生最高质量的图像来这样做。如果被成像的区域在运动, 例如是快速跳动的心脏, 或者在采集数据集时探头被移动, 运动将影响到图像质量。在同一欠采样体积中采集两个空间上不同的图像数据点之间的时间间隔将小于在不同的欠采样体积采集中采集的两个空间上相邻图像点之间的时间间隔。这意味着, 同一欠采样体积中样本间的内插的显示值将比来自两个不同欠采样体积的空间相邻样本更少受到运动影响, 因为用于内插的数据值被采集的时间更接近。来自不同的 (即使是连续的) 欠采样体积的样本将在时间上分隔更宽, 因此更容易发生运动失真。图 2 中的比较器 54 作出这种判断。比较器 54 将时间上更早采集的欠采样体积数据集 SSV_{D-1} 的数据点与针对 SSV_I 中同一空间位置的最近内插的显示值比较。如果在更早的 3D 欠采样体积和最近一个的时间之间的时间间隔中有运动, 针对同一空间位置的值将不同。如果在两次体积采集之间的时间间隔内没有运动, 针对同一空间位置的值将基本相同。在存在运动的情况下, 比较器选择使用最近的内插的欠采样体积 SSV_I 。如果没有运动, 那么将更早采集的子体积的采集数据值交织在最近采集的子体积的其适当空间位置中。可以利用内插值填充合并的子体积的任何未填充空间位置。已经发现交织的子体积在没有运动时给出分辨率更高的 3D 图像。

[0018] 将来自比较器 54 的选择信号耦合到处理器, 处理器选择存在运动时的内插的子体积 SSV_I , 或者将更早采集的数据点 (SSV_{D-1}) 与新近采集的数据点 (SSV_D) 交织。转发选择的 3D 图像数据集以进行后续处理 (例如, 体绘制、显示处理) 和显示。

[0019] 图 3 示出了本发明的一个实施方式。在本范例中, 二维阵列换能器 12 发射并接收射束, 对换能器阵列前方的体积区域 60 进行欠采样。由阵列通过电子方式操纵射束, 使得它们扫描体积区域, 在本范例中体积区域具有截棱锥形状。也可以采用其他形状, 例如圆锥形状。示出了点的模式 64, 其中射束通过 C 平面 62, C 平面平行于阵列换能器的平面。在体积中的这个中间深度, 看到射束在方位 (θ) 和高度 (ϕ) 两个方向都是较为密集的。随

着射束行进到体积区域 60 的最大深度 68, 它们在方位和高度上进一步发散, 如点的图案 66 所示。在方位和高度上的射束之间的空间位置是要内插或交织用于显示的额外值的地方。一般不需要在深度维度上增加额外的显示点值, 因为在射束的深度(轴向)方向返回的回波信号采样充分高并且产生高密度的采样。从图 3 可以看出, 在如图 3 所示射束随着深度而发散时, 在更大深度处, 对用于显示的额外中间值的需求最大。

[0020] 图 4a 示出了四种不同的射束模式, 可以以这些射束模式对体积区域 60 根据本发明进行欠采样。每个射束模式都具有射束与诸如图 3 的平面 62 的高度平面的交点。在这个图示中, “X”表示发射和接收射束的空间位置, “0”表示可以发射和接收射束, 但未发射和接收射束的空间位置。如果对高度平面进行充分空间采样, 十六个空间位置的每个都会包含“X”。但是在图 4a 中, 被欠采样的空间位置随着体积区域的每次 3D 扫描而变化。在模式 P1 中, 对第一和第三排中的第一空间位置采样, 对这些排中的其他空间位置不采样。在第二和第四排中, 对第三空间位置采样, 对其他位置不采样。

[0021] 在其他采样模式 P2-P4 中, 对不同的空间位置进行欠采样。在 P2 中, 对相继排中的第四和第二位置采样。在 P3 中, 对相继排中的第三和第一位置采样。并且, 在模式 P4 中, 对相继排中的第二和第四位置采样。在利用这四个模式扫描体积区域之后, 每个都产生其自己的欠采样体积(SSV), 可以看出所有空间位置都已被采样一次。然后对体积区域的后继扫描重复扫描模式序列。还可以看出, 如果将来自四个模式的样本交织或合并在一起, 就产生了充分采样的体积。交织来自全部四个模式的样本将产生这样一个模式, 在该模式中所有十六个空间位置包括采样(采集)的值, 尽管是在四个体积扫描间隔上采集的。如果体积中没有运动, 交织来自四个模式的样本将产生良好分辨的且无失真的体图像。在重复该序列时, 扫描的下一个模式, 即模式 P1 的重复, 产生这样的样本, 该样本用于替换来自利用模式 P1 得到的更早扫描的样本。通过这种方式, 利用每个不同模式的新扫描更新体积数据的部分(在本范例中为四分之一)。在已经重复利用四个模式进行的四次扫描之后, 就已经更新了交织体积的所有样本值。

[0022] 但如果在利用四个模式扫描所需的时间期间, 体积区域中有运动, 四个模式的交织将产生分辨率差或失真的图像数据集。这个问题是通过交织比全部四个扫描更少的扫描并在未采样空间位置中填充内插值来防止的。最少的情况下, 仅使用通过内插进行缺失样本填充的单个模式的数据集。图 4b 示出了可以执行内插的一种方式。在图的左侧上示出了 P1 欠采样模式, 采集的子样本表示为 X_1 - X_4 。对缺失的“0”样本进行内插的一种方法是通过计算下式来根据 X_1 和 X_3 计算 O_1 值:

$$[0023] \quad O_1 = \text{AVG} \{X_1, X_3\}$$

[0024] 然后将内插的 O_1 值用于 X_2 的值以通过下式计算 O_2 的值:

$$[0025] \quad O_2 = \text{AVG} \{O_1, X_2\}$$

[0026] 类似地, 使用 X_2 和 X_4 通过下式计算 O_4 的值:

$$[0027] \quad O_4 = \text{AVG} \{X_2, X_4\}$$

[0028] 并且使用 X_3 和 O_4 通过下式计算 O_3 的值:

$$[0029] \quad O_3 = \text{AVG} \{X_3, O_4\}$$

[0030] 类似地通过内插和 / 或外插填充值矩阵中的其他缺失值。

[0031] 类似地通过内插填充图中右侧 P₂ 模式中的缺失值。使用 X_1 和 X_3 计算 O_1 的值; 使

用 O_1 和 X_2 计算 O_2 的值 ; 使用 X_2 和 X_4 计算 O_3 的值 ; 使用 O_3 和 X_3 计算 O_4 的值。

[0032] 在决定是使用内插的欠采样体积还是交织的欠采样体积时,对同一空间位置的的实际采集值和内插值进行比较。例如,将从模式 P_1 产生的 3D 数据集的内插 O_2 值与从模式 P_2 产生的 3D 数据集的采集值 X_2 比较。如果值基本相同,这表示在两个 3D 数据集的采集时间之间没有显著运动。于是,可以将模式 P_2 数据集的实际采集的样本 X_1 - X_4 与模式 P_1 的 3D 数据集的数据值交织。在本范例中,是这样进行的:使用 P_2 的 X_1 值用于 P_1 中 O_0 值;使用 P_2 的 X_2 值用于 P_1 中的 O_2 值;使用 P_2 的 X_3 值用于 P_1 中的 O_5 值;以及使用 P_2 的 X_4 值用于 P_1 中 O_6 值。如果在源和目的 3D 数据集之间没有运动,可以类似地交织来自利用其他模式采集的其他 3D 数据集的其他采集值。

[0033] 另一方面,如果比较 P_2 数据集的 X_2 与 P_1 数据集的内插 O_2 值表明有显著差异,那么在采集两个 3D 数据集的时间之间有运动。在那种情况下,将使用具有全部“0”值,即内插和 / 或外插值的 P_1 数据集进行显示,以使 3D 图像中的失真和模糊最小化。

[0034] 在本发明构造的实施例中,判断是使用内插数据还是交织数据进行 3D 显示不是针对整个图像在全局上进行的,而是逐个像素进行的。可以预期给定的超声图像仅在图像的一部分或特定区域中,而不是在整个图像上有运动。例如,如果正在对胎儿进行 3D 成像,在成像期间胎儿是不动的,显示中胎儿的大部分区域在一个 3D 帧到下一个 3D 帧之间没有运动。因此,在比较时,来自这些不动区域的显示点会表明可以交织来自多次 3D 扫描的显示点,以产生显示中那些区域的高分辨率图像。不过,胎心一直在跳动,对来自时间上分立扫描的显示点进行比较会表明胎心的显示点运动。于是,将使用内插来显示图像中的胎心区域,因为使用的采集数据全部来自同一 3D 扫描,而不是来自多个时间上分立的扫描。于是,胎心会以其最好质量呈现,不会因运动效应而失真,同时 3D 图像的其余部分会是来自多个相继扫描的交织的采集数据点。由此,通过逐个显示点判断是在显示体积的每个点处使用内插的显示数据还是交织的显示数据来优化 3D 显示的每个区域,以实现最好的显示图像质量。

[0035] 在将本发明的 3D 显示技术用于对具有重复运动的器官(例如心脏的跳动)成像时,扫描模式相对于运动周期(对于心脏而言,为心跳)可以是同步或异步的。图 5a 和 5b 中示出了异步和同步扫描模式。在图 5a 中,通过四个相继重复循环(recur)的扫描模式 $P1$ 到 $P4$ 在 3D 中对心脏成像。模式序列以上是垂直线,标志着出现每个相继的 R 波。R 波之间的时间是一次心跳的间隔。在这个例示性范例中,每六分之一心脏周期采集稀疏采样的体积数据集;每次心跳有六次采集。在使用模式 $P1$ - $P4$ 的序列之后,重复该序列。由于心脏一直在运动,所以不对连贯的数据集采集进行交织,因为心脏在心脏周期的每个阶段表现都不同。在那种情况下,利用内插值填充每个稀疏采样模式以显示其心脏周期的特定阶段。如果扫描模式采集得足够迅速,使得在采集两个或更多相继扫描模式期间没有显著运动,则可以交织来自那些扫描模式的数据点。此外,如果心跳是规则的且在每次心跳期间心脏遵循相同的运动路径,则可能组合来自不同心脏周期的同一阶段的数据点。例如,用于第一次心跳的第一阶段的模式是 $P1$ 模式,用于第二次心跳的第一阶段的模式是 $P3$ 模式。对于规则的心跳,对来自这两次采集的内插值和采集值的比较可以表明,在这些第一阶段采集的每个中心脏都处在相同位置,因此可以交织来自第一 $P1$ 模式和第二 $P3$ 模式的采集数据值。可以对其他缺失值进行内插。这会比简单使用所有内插值产生更高质量的图像。类似地,

可以将第一心脏周期第二阶段的 P2 模式的采集值与第二心脏周期第二阶段的 P4 数据值交织。于是,给定重复的心脏运动,可以预期图 5a 的采集序列被显示为完全内插的 3D 图像,或者两个交织的数据模式,而剩余数据点是内插的。

[0036] 图 5b 示出了第二模式序列,其中,以序列中的下一个模式来开始每个心脏周期的采集。可以看出,P1 模式用于第一心脏周期的第一阶段,P2 模式用于第二心脏周期的第一阶段,P3 模式用于第三心脏周期的第一阶段,P4 模式用于第四心脏周期的第一阶段。在心脏运动是重复性的时,可以从这四个不同采集模式的采集数据交织出完整的 3D 数据集。每次心跳的每个显示的 3D 心脏图像都完全由采集的数据值构成,没有内插。可以在心脏周期的每个阶段形成类似的高质量图像。对于第五个心脏周期,用利用新 P1 模式数据进行的采集替换第一心脏周期的 P1 模式数据以更新图像。

[0037] 对于图 5a 和 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,不论使用内插还是交织或两者的组合。要认识到,尽管给出的范例使用四种不同的扫描线模式 P1-P4,但在给定实施方式中可以使用更大或更少数量的不同扫描线模式。

[0038] 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。如所周知的,多条线使得能够在单次发射-接收间隔期间从多条扫描线接收数据。在图 6 中,以粗体示出的 X 表示利用 $4\times$ 多线采集的四条扫描线。不是粗体的 X 表示在显示的模式中未进行采集的空间位置。在本范例中,发射射束以对每组四条相邻扫描线进行声照射,同时接收来自全部四条扫描线的回波数据。然后,多线射束形成器 18 同时处理并产生四条相邻的扫描线。例如,参见美国专利 6482157 (Robinson)。并非利用一个发射束对相邻扫描线进行声照射,可以使用四个指向不同,同时发射的发射束同时进行声照射并接收四个位置不同的扫描线,例如,如美国专利 7537567 (Jago 等人)中所述。图 6 示出了 P1 模式的多线实施方式,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,跳过三个四扫描线组。利用 $4\times$ 多线,可以在不用多线来做同样事情的情况下的四分之一时间内采集 3D 数据集,由此将显示的帧率增大四倍。如在图 4a 和 4b 的范例中那样,可以连续使用不同的多线模式执行体积区域的不同稀疏欠采样,然后对数据值进行交织或内插或两种操作,从而以体采集速率产生新图像用于显示。

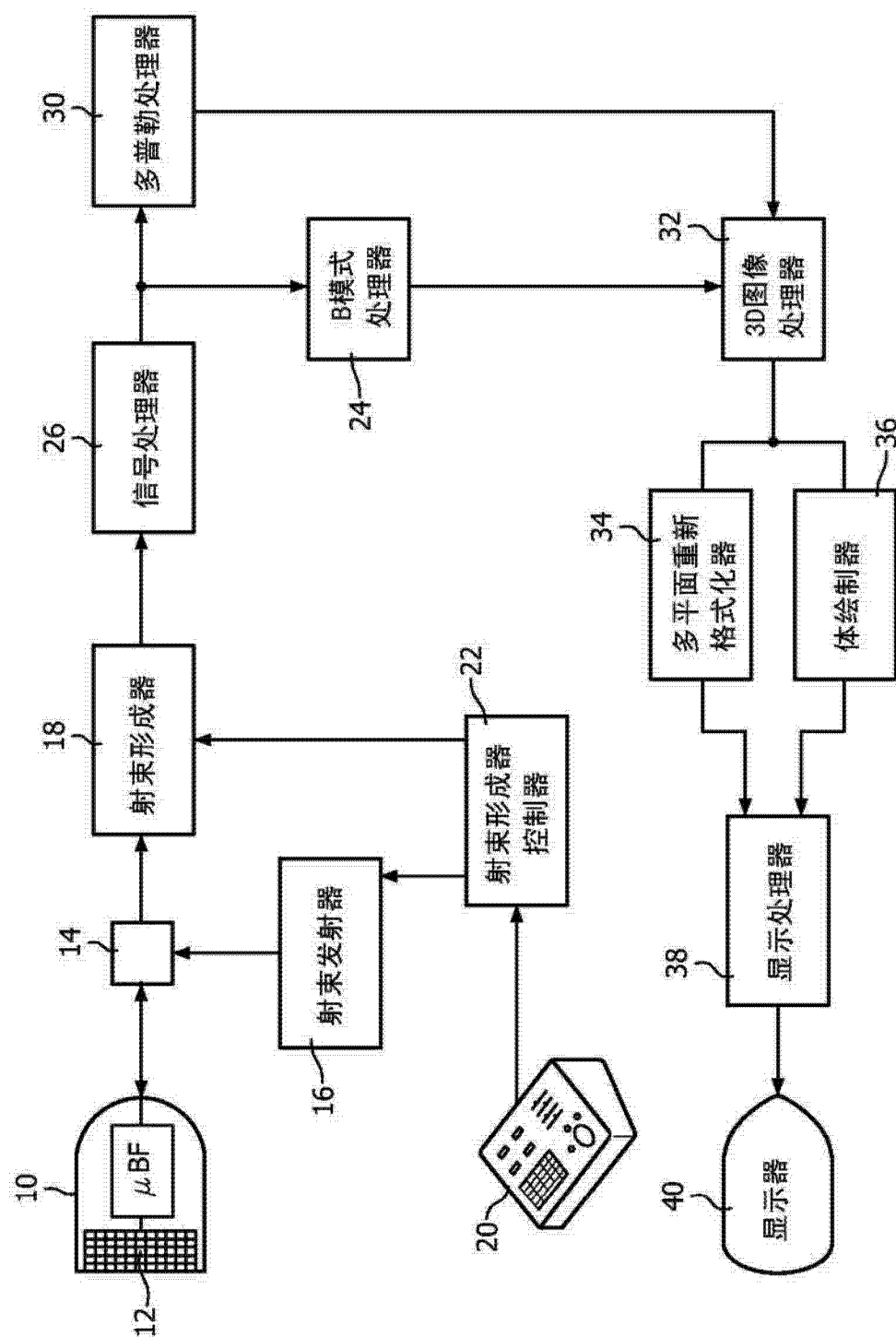


图 1

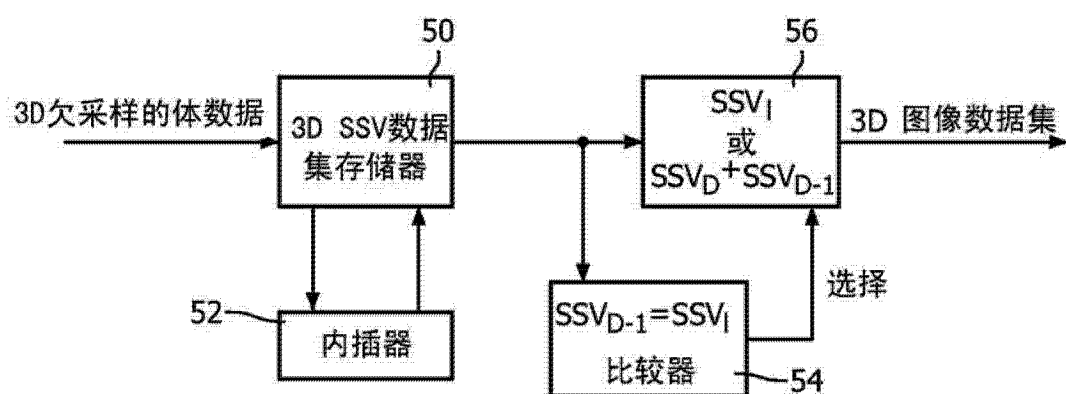


图 2

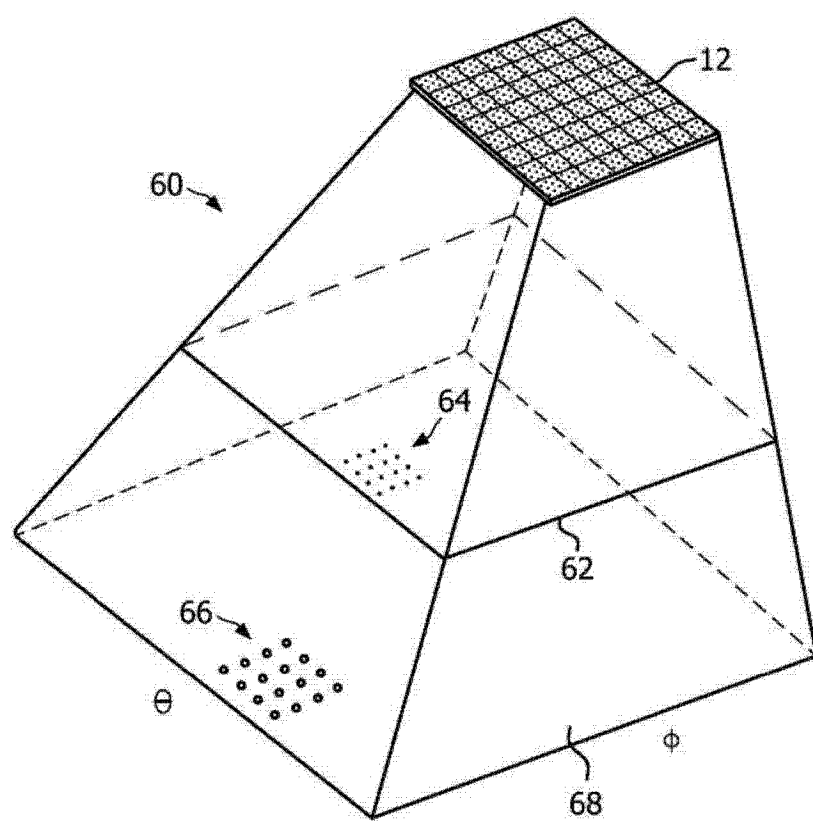


图 3

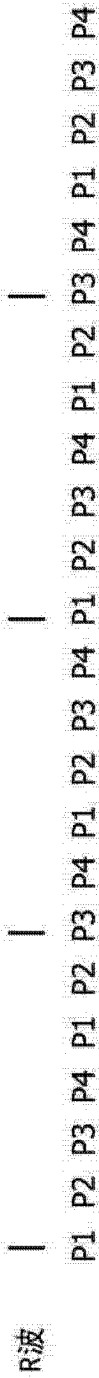


图 5a



图 5b

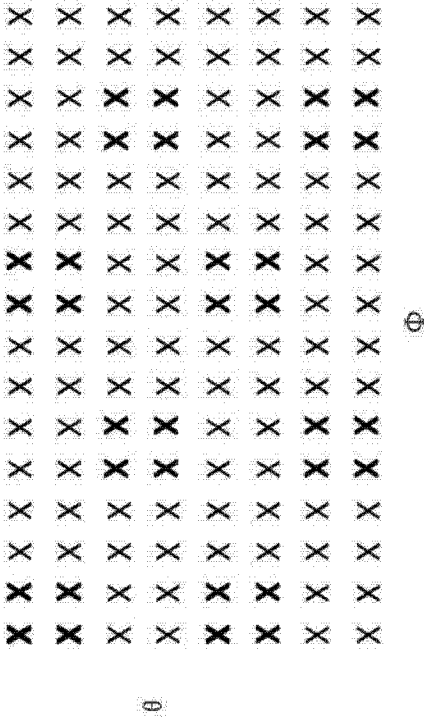


图 6

专利名称(译)	高体积速率3D 超声诊断成像		
公开(公告)号	CN102917648A	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	CN201180025995.1	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	A61B8/00 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/5208 G01S7/52095 G01S7/52034 A61B8/483 G01S15/8993 G01S7/52085 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/5215 A61B8/5276		
代理人(译)	陈松涛		
优先权	61/348296 2010-05-26 US		
其他公开文献	CN102917648B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种3D超声诊断成像系统，其以等于3D图像数据集的采集速率的3D显示帧率来产生3D显示图像。由分立的扫描射束对被成像体积区域进行稀疏地欠采样。根据图像场中是否存在运动，利用内插值或通过与其他3D扫描时段的采集数据值交织来填充射束之间的空间位置。使用多个不同的射束扫描模式，其中不同的扫描模式具有不同的射束所处的空间位置和射束被省去的空间位置。在优选实施例中，逐个像素进行运动的判断并接着决定使用内插数据还是交织数据进行显示。

