

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480031370.6

[43] 公开日 2006 年 11 月 29 日

[11] 公开号 CN 1870942A

[22] 申请日 2004.10.14

[21] 申请号 200480031370.6

[30] 优先权

[32] 2003.10.23 [33] US [31] 60/513,630

[86] 国际申请 PCT/IB2004/052087 2004.10.14

[87] 国际公布 WO2005/039418 英 2005.5.6

[85] 进入国家阶段日期 2006.4.24

[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 R·佩特里克

[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 陈景峻

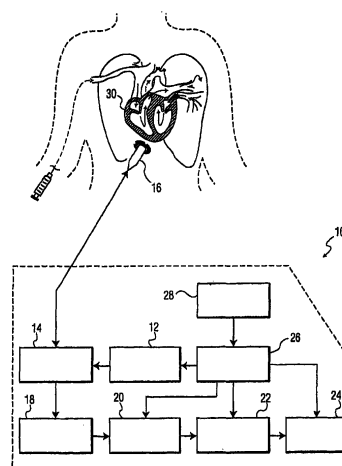
权利要求书 5 页 说明书 14 页 附图 9 页

[54] 发明名称

超声成像方法和设备

[57] 摘要

一种采用造影剂生成三维(3D)全部体积超声图像的方法,包括通过触发(104,114,106,116,108,118,110,120)在多个心动周期(124,126,128,130)上与 ECG(100)同步采集多个子体积(140,142,144,146)的超声图像数据。采集包括两个采集协议中的至少一个。第一采集协议采用在超声图像数据采集(10)期间不足以导致造影剂破坏的输出声功率。第二采集协议采用在超声图像数据采集(10)期间足以导致造影剂破坏的输出声功率。选择触发(26,28)多个子集(140,142,144,146)中相应一些的超声图像数据采集,以使被破坏的造影剂能够在随后的子体积的超声成像数据采集的随后触发之前由新的造影剂代替。此外,合并来自多个子体积的超声图像数据(22)以生成 3D 全部体积 15 超声图像数据(24)。



1、一种采用造影剂生成三维（3D）全部体积超声图像的方法，包括：

通过触发在多个心动周期上与 ECG 同步地采集多个子体积的超声图像数据，其中采集包括两个采集协议中的至少一个，第一采集协议采用在超声图像数据采集期间不足以导致造影剂破坏的输出声功率，且第二采集协议采用在超声图像数据采集期间足以导致造影剂破坏的输出声功率，其中选择对多个子体积中相应的超声图像数据采集的触发，以使被破坏的造影剂能够在随后的子体积的超声图像数据采集的随后触发之前由新的造影剂代替；和

合并来自多个子体积的超声图像数据以生成 3D 全部体积超声图像数据。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其中触发包括多个触发。

3、根据权利要求 2 所述的方法，其中多个触发包括每心动周期采用多个触发。

4、根据权利要求 1 所述的方法，其中触发包括每心动周期采用第一和第二触发的双触发。

5、根据权利要求 4 所述的方法，其中第一触发对应于心动周期的舒张末期（ED）且第二触发对应于心动周期的收缩末期（ES）。

6、根据权利要求 1 所述的方法，其中在心动周期的舒张末期采集第一子体积一部分的超声图像数据，且其中在心动周期的收缩末期采集第一子体积另一部分的超声图像数据。

7、根据权利要求 6 所述的方法，其中在第一心动周期采集第一子体积一部分的超声图像数据，且其中在另一个心动周期采集第一子体积另一部分的超声图像数据。

8、根据权利要求 1 所述的方法，其中在第一心动周期的舒张末期采集第一子体积一部分的超声图像数据，其中在第一心动周期的收缩末期采集第二子体积一部分的超声图像数据，其中在另一个心动周期的收缩末期采集第一子体积另一部分的超声图像数据，且其中在另一个心动周期的舒张末期采集第二子体积另一部分的超声图像数据。

9、根据权利要求 1 所述的方法，其中子体积超声图像数据的采集包括交错子体积的超声图像数据的采集。

10、根据权利要求1所述的方法，其中在M个心动周期上采集N个子体积的超声图像数据，其中M和N是整数且 $M > N$ 。

11、根据权利要求1所述的方法，其中超声图像数据采集包括选自由功率多普勒、脉冲反转、功率调制及上述组合构成的组中的至少一种。

12、根据权利要求1所述的方法，其中3D全部体积图像是左心室(LV)的3D全部体积图像，其中该方法还包括：

分析超声图像数据并响应该分析的超声图像数据产生左心室的量化。

13、根据权利要求12所述的方法，其中该量化包括心脏容积和射血分数。

14、一种采用造影剂生成三维(3D)全部体积超声图像的方法，包括：

在多个心动周期上采集超声图像数据，其中采集超声图像数据包括对多个心动周期的每一个采用多个心动周期中的对应一个周期的双触发对相应的子体积采集超声图像数据，其中双触发至少能够导致以下一种：a) 对于在超声图像数据采集期间不足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，使微泡的破坏最小化，以及 b) 对于在超声图像数据采集期间足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，在随后的触发之前用新的造影剂的微泡代替被破坏的微泡；以及

合并来自多个子体积的超声图像数据以生成3D全部体积超声图像数据。

15、根据权利要求14所述方法，还包括：

响应3D全部体积超声图像数据显示3D全部体积视图。

16、根据权利要求14所述的方法，还包括：

响应3D全部体积超声图像数据确定心脏容积和射血分数中的至少一个。

17、根据权利要求14所述的方法，其中选择双触发以使子体积超声图像采集的造影剂的总微泡破坏效应最小化。

18、根据权利要求17所述的方法，其中总微泡破坏效应包括在心动周期双触发相位的第一触发和第二触发发生之间以新的微泡替换被破坏的微泡。

19、根据权利要求18所述的方法，其中第一触发对应于心动周期的舒张末期，且其中第二触发对应于心动周期的收缩末期。

20、根据权利要求14所述的方法，其中多个心动周期包括患者四个连续的心动周期。

21、根据权利要求14所述的方法，其中双触发包括采集在多个心动周期的每一个的舒张末期和收缩末期触发的子体积。

22、根据权利要求21所述的方法，其中选择双触发以使子体积超声图像采集的造影剂的总微泡破坏效应最小化，其中总微泡破坏效应包括在心动周期双触发相位的第一触发和第二触发发生之间以新的微泡替换被破坏的微泡，其中总微泡破坏效应包括在心动周期双触发相位的第一触发和第二触发发生之间以新的微泡替换被破坏的微泡，其中第一触发对应于心动周期的舒张末期且其中第二触发对应于心动周期的收缩末期。

23、根据权利要求22所述的方法，其中多个心动周期包括患者四个连续的心动周期。

24、一种诊断超声成像方法，包括：

将超声造影剂引入患者体内，该超声造影剂提供用于增强所采集超声图像数据内的对比度的微泡；

与患者多个心动周期的双触发相位同步地采集表示患者体内感兴趣的图像体积的三维子体积片断的超声图像数据，其中双触发至少能够导致以下一种：a) 对于在超声图像数据采集期间不足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，使微泡的破坏最小化，以及 b) 对于在超声图像数据采集期间足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，在随后的触发之前用新的微泡代替被破坏的微泡；和

合并子体积片断的图像数据以生成3D全部体积图像数据，其中选择双触发相位以使3D子体积片断采集的造影剂的总微泡破坏效应最小化。

25、根据权利要求24所述的方法，还包括：

响应3D全部体积超声图像数据显示3D全部体积视图。

26、根据权利要求24所述的方法，还包括：

响应3D全部体积超声图像数据确定心脏容积和射血分数中的至少一个。

27、根据权利要求 24 所述的方法，其中总微泡破坏效应包括在心动周期双触发相位的第一触发和第二触发发生之间以新的微泡替换被破坏的微泡。

28、根据权利要求 27 所述的方法，其中第一触发对应于心动周期的舒张末期且其中第二触发对应于心动周期的收缩末期。

29、根据权利要求 24 所述的方法，其中多个心动周期包括患者四个连续的心动周期。

30、根据权利要求 24 所述的方法，其中采集图像数据包括使图像数据的采集与患者心动周期的两个所选定相位同步。

31、根据权利要求 30 所述的方法，其中所选定的相位包括心动周期的舒张末期和收缩末期。

32、根据权利要求 24 所述的方法，其中采集图像数据包括与患者的 N 个连续心动周期同步地采集子体积片断的图像数据。

33、根据权利要求 32 所述的方法，其中 N 等于 4。

34、一种采用造影剂进行超声诊断成像的设备，包括：

换能器，其包括换能器元件阵列；

发射器，其用于用所述换能器向患者体内的感兴趣图像体积发射作为多个发射束形式的超声能量；

接收器，其用于响应超声能量用所述换能器从图像体积接收超声回波，并用于产生表示所接收超声回波的接收信号；

接收波束形成器，其用于处理接收信号以便为每个发射束形成至少一个接收束并产生表示接收束中的超声回波的图像数据；

ECG 设备，其适于耦合到患者，并响应于耦合到患者而产生表示患者心动周期的 ECG 信号；

控制器，其响应 ECG 信号控制所述发射器和所述接收波束形成器，以与患者心动周期的对应第一和第二触发部分同步地采集表示图像体积的三维体积片断的图像数据，每个体积片断包含以三维分布的图像数据，其中在患者单个心动周期期间采集表示体积片断的图像数据，且其中第一和第二触发部分提供的触发至少能够导致以下一种：a) 对于在超声图像数据采集期间不足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，使造影剂微泡的破坏最小化，以及 b) 对于在超声图像数据采集期间足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，在随后的触发之前用新的

造影剂微泡代替被破坏的微泡；和

合并电路，其用于合并表示体积片断的图像数据以提供表示图像体积的三维超声图像的图像数据。

35、根据权利要求 34 所述的设备，其中所述换能器包括电子扫描的二维换能器元件阵列。

36、根据权利要求 34 所述的设备，其中所述控制器还包括用于使图像数据的采集与患者心动周期的所选定相位同步的装置。

37、根据权利要求 34 所述的设备，其中所述控制器还包括用于与患者的 N 个连续心动周期的舒张末期和收缩末期相位同步地采集体积片断的图像数据的装置，其中 N 等于 4。

38、一种采用造影剂进行超声诊断成像的方法，包括：

与患者心动周期的选定的第一和第二触发相位同步地采集表示感兴趣图像体积的第一和第二三维体积片断的超声图像数据，第一和第二体积片断的每个都包含以三维分布的图像数据，其中在患者的单个心动周期期间采集表示每个相应第一和第二体积片断的图像数据，其中采集包括采用双触发以便至少能够导致以下一种：a) 对于在超声图像数据采集期间不足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，使微泡的破坏最小化，以及 b) 对于在超声图像数据采集期间足以导致造影剂微泡破坏的输出声功率，在随后的触发之前用新的造影剂微泡代替被破坏的微泡；

对患者的 N 个连续心动周期重复采集超声图像数据，其中 N 等于 4；和

合并各心脏相位的相应第一和第二体积片断的图像数据以提供分别代表 N 个心动周期的舒张末期和收缩末期相位的三维超声图像。

超声成像方法和设备

本发明一般涉及医学超声成像，且尤其涉及采用超声造影剂确定更准确体积的方法和设备。

超声诊断成像系统能够以完全无创的方式进行体内生理性成像和测量。超声波从皮肤表面发射到体内并从体内的组织和细胞反射回来。反射回波由超声换能器接收并处理以生成图像或进行血流测量。从而这种诊断可以无需介入患者体内。

已知作为造影剂的材料可引入体内以增强超声诊断。造影剂是与超声波产生较强相互作用的物质，从造影剂返回的回波可与那些从血液和组织返回的回波有显著的区别。已发现作为超声造影剂特别有用的一种物质是气体，其呈现称为微泡的小气泡形式。

微泡在体内呈现显著的声学阻抗不匹配，且在一定声场内呈现非线性特性，可通过特定超声处理容易地检测到这种声场。以较小微泡形式稳定地存在于溶液内的气体被注入体内并且在肺部系统中存在和在整个脉管系统中循环。微泡造影剂对于体内脉管系统的成像是有用的，例如，造影剂可注入血流中并随着血液供应通过身体的静脉和动脉直到在肺、肾和肝中从血流中滤出。

超声回波心动描记成像系统用于评估心脏功能。可采用这些系统对心脏功能进行定性评估，例如通过观察流过血管和瓣膜的血流以及心瓣膜的工作情况。心脏性能的定量测量也可通过这类系统获得。例如，可测量血流速度以及组织和内腔，如心脏腔室的尺寸。这些测量可生成心脏功能的量化值，如射血分数和心输出量。

对于心脏，测定准确和可再现的左心室（LV）容积和射血分数已显示是重要的预测指示。这种准确和可再现的测定长期以来一直是超声成像系统的目标。随着充血性心力衰竭的发生率的日益增高以及对受该疾病折磨的患者进行密切监视的需要的日益增长，这种测量的重要性无疑会增加。

近来图像质量的改善，特别是谐波成像，已显著提高了心内膜边

界的可视性。然而，虽然有谐波成像所表明的改善，仍然存在相当数目的患者他们的心内膜边界的可视性仍是问题。就此，FDA 已批准采用超声造影剂来提高这些患者的心内膜可视性。

随着由谐波成像和造影剂提供的边界可视性的改善，人们试图采用单平面超声数据（即二维）来测量整个心动周期的心脏容积。尤其重要的是舒张末期容积和收缩末期容积，因为它们分别表示 LV 通常处于其最大和最小容积的时候。然而，采用一个超声平面进行准确测量有问题，因为需要假设认为心脏是对称的。这会导致不准确计算。已证明采用多平面使计算更为稳健，然而这些平面必须在不同时间采集。而且，为获得正确的穿过顶点的心脏切片（例如无上述缺陷），要十分仔细。这也常常导致计算误差。

此外，如上所述，在二维中必须采用造影剂来通过假设 LV 内腔为一定的对称形状来估计容积。而且，要在不同时间采集两个视图，此时，医生不得不动换能器以观察 LV 内腔的另一个切片。

因此，需要一种改进的采集超声图像的方法以克服当前技术中的这些问题。

根据本公开的实施例，一种采用造影剂生成三维（3D）全部体积超声图像的方法，包括通过触发在多个心动周期上与 ECG 同步地采集多个子体积的超声图像数据。采集包括两个采集协议中的至少一个。第一采集协议包括采用的输出声功率对低水平的非线性组织信号足够低但又足以在超声图像数据采集期间从造影剂（例如微泡）获得强响应。为从造影剂（例如微泡）获得足够强的信号，当在超声数据采集期间以实时更新的速率（例如，15 - 20Hz）进行成像时，常常需要导致一定水平的微泡破坏的功率水平。第二采集协议包括采用在超声图像数据采集期间足以导致造影剂破坏的输出声功率。以一定方式选择对多个子体积的各个超声图像数据采集的触发，以使被破坏的造影剂能够在接下来触发随后的子体积的超声成像数据采集之前由新的造影剂代替。此外，合并来自多个子体积的超声图像数据以生成 3D 全部体积超声图像数据。

图 1 是适于实施本公开一个实施例的超声诊断成像系统的方框示

意图;

图 2 是三维图像体积和图像体积的体积片断的示意表示;

图 3 是根据本公开一个实施例的 ECG 波形和双触发序列的例证性视图;

图 4 是分成 N 个体积片断的三维图像体积的横截面图, 其中 N 等于 4;

图 5 是图 4 中三维图像体积的横截面图, 其中每个体积片断又分成 N 个子体积片断;

图 6 是根据本公开一个实施例的超声诊断成像系统的示意性方框图;

图 7 是根据本公开一个实施例的心脏超声成像方法实例的流程图;

图 8 是采用根据本公开一个实施例的方法和设备生成的部分体积的显示图像视图; 以及

图 9 是采用根据本公开一个实施例的方法和设备生成的另一部分体积的显示图像视图。

根据本公开的实施例, 一种方法和设备利用矩阵探头和活动三维 (3D) 以采用造影剂并通过舒张末期和收缩末期触发采集子体积获得更准确的左心室 (LV) 容积, 如在此所更进一步描述的。

关于心脏超声成像, 象左心室这样的解剖体结构本来就是三维的。为获得左心室准确的容积测量, 必须采集三维数据。三维心脏成像的目标是获得舒张末期和收缩末期两处的准确的左心室容积测量, 从而可估计射血分数和心输出量。因此, 需要改进三维心脏超声成像的方法和设备。

根据本公开的一个实施例, 一种方法包括与患者部分心动周期同步采集表示患者体内感兴趣的图像体积的三维体积片断的超声图像数据, 并合并表示这些体积片断的图像数据以提供表示该体积的三维超声图像的图像数据。在一个实施例中, 图像数据采集与患者心动周期的舒张末期和收缩末期相位同步 (即在此触发), 从而相应的图像表示各相位处的图像体积。换句话说, 给定三维子体积片断的图像数据与患者 N 个连续心动周期的每个周期中的相应舒张末期和收缩末期相

位同步采集。三维图像的相应图像可在图像体积的图像数据采集完成之后进行显示。

已发现造影剂能提供第二谐波响应以在相应的激发基频处撞击超声能量。该第二谐波响应能量可用于提供关于在造影剂给定邻近区域内周围组织的增加的诊断信息。除基频外，第二谐波响应出现于造影剂在增加的超声压力下将能量“映射”到基频的谐波中时。然而，当基于微泡的造影剂受足够高的能量驱动而产生共振时，它们可能遭到破坏。如果声功率足够高，微泡可能在一个脉冲后遭到破坏。然而如果微泡受到多脉冲成像，在低声功率情况下仍可能出现微泡破坏。

此外，在超声场下的造影剂共振和产生的回波信号可由任何合适的超声扫描器接收和检测。较高的发射功率增加微泡的反向散射横截面，特别是在谐波模式中。因此，微泡散射较大部分撞击超声信号。然而，由于微泡破坏增加且产生较低浓度的微泡，造影效应的持续时间在高功率水平时较短。因此，在此所公开的成像序列可用于帮助通过采用微泡提供的总造影效应最佳化。

此外，与上述讨论相关，造影剂可能在低 MI's (0.1) 处以正常帧速率（即，15 - 20Hz）受到破坏。在相同 MI 下的单帧超声不一定会破坏微泡，也就是说，更多帧才会破坏微泡。因此，在一个实施例中，双触发无需那种只通过冲击微泡一次就可有效使其破坏的声学输出功率。微泡具有较小超声曝光量这一事实使增强效果持续得更久。本公开的实施例寻求通过使超声曝光量最小化同时使信噪比最大化来产生最小破坏。在 0.1MI 时冲击气泡三十 (30) 次可使其破坏，但在 0.2MI (猛烈程度为两倍) 时冲击同一气泡两 (2) 次可能不会使其破坏。0.2MI 由于至少两个原因而具有更高的信噪比——更多的成像气泡以及由于更强的发射信号而导致从气泡返回更强的信号。这些实施例还包括输出声学能量提供足够高的 MI (例如，在 0.7 数量级或基于特定应用的特定造影剂的更高 MI) 以致通过冲击气泡一次就可使其破坏的情形。在这种情形下，触发之间的额外时间允许被破坏的微泡由新的微泡补充。

根据本公开的一个实施例，成像序列与患者 ECG 同步，允许获得所需的帧系列，在此进一步进行描述。对一系列心动周期，成像序列使用每个心动周期的双触发。一系列采集的子体积允许合并在一起以

由多个心脏周期形成部分心脏周期的完整体积图像。选择在此所述的成像序列以控制微泡破坏量（即使总微泡破坏量最小化），从而允许延长造影效应。结果，改善了确定射血分数和容积计算所需要的心内膜边界检测，从而使该确定更容易。

图1是适于实施本公开各实施例的超声诊断成像系统10的方框示意图。超声发射器12通过发射/接收（T/R）开关14与换能器阵列16耦合。换能器阵列16包括用于进行三维扫描的换能器元件二维阵列。换能器阵列16向待成像区域发射超声能量并接收从患者体内各结构和组织反射的超声能量或回波。发射器12包括发射波束形成器。通过适当延迟由发射器12施加到每个换能器元件的脉冲，发射器沿所需要的发射扫描线发射聚焦的超声波束。

根据一个实施例，阵列换能器16包括如在授予本公开受让人的美国专利US 6,428,477中公开的二维阵列，该专利的内容在此引入作为参考。US 6,428,477公开了治疗超声的传递和采用二维超声阵列进行超声诊断成像。该二维超声阵列包括换能器元件矩阵或“栅格”。具有换能器元件栅格或矩阵能够采集三维（3D）图像。也就是说，换能器元件矩阵使超声能量向任何方向转向和电子聚焦成为可能。不象二维超声阵列，典型的单列换能器元件只能在一个平面内进行转向和电子聚焦。

换能器阵列16通过T/R开关14与超声接收器18耦合。从患者体内给定点反射的超声能量由换能器元件在不同时间进行接收。换能器元件将接收的超声能量转换成接收电信号，其由接收器18放大并提供到接收波束形成器20。来自每个换能器元件的信号被分别延迟，而后由波束形成器20合计以提供波束形成器信号，该信号表示沿给定接收扫描线上的反射超声能量水平。如现有技术所公知的，施加到接收信号上的延迟可在超声能量接收期间改变以产生动态聚焦。对多个扫描线重复该过程以提供用于生成患者体内感兴趣区域的图像的信号。由于换能器阵列是二维的，可在方位角和仰角上操控接收扫描线以形成三维扫描图案。波束形成器例如可以是在任何合适的商用医学诊断超声仪器中所采用的数字波束形成器。

波束形成器信号存储在图像数据缓冲器22中，该缓冲器22，如下所述，存储图像体积的不同体积片断的图像数据和心动周期不同点处

的图像数据，如在此进一步所描述的。图像数据从图像数据缓冲器 22 输出到显示系统 24，该显示系统 24 由该图像数据生成感兴趣区域的三维图像。显示系统 24 可包括将来自波束形成器 20 的扇形扫描信号转换成常规光栅扫描显示信号的扫描转换器。

系统控制器 26 提供超声诊断成像系统的总控制。系统控制器 26 执行定时和控制功能并通常包括微处理器和相关存储器。此外，ECG 设备 28 包括连接到对象或患者上的 ECG 电极。ECG 设备 28 向系统控制器 26 提供 ECG 波形以使成像与患者心动周期同步，如下面所进一步描述的。

在操作中，将造影剂例如通过上腔静脉注入患者血流中。造影剂提高血池相对于患者组织的反向散射。在由显示系统 24 显示的超声图像显示中，血液呈现黑色，组织呈现白色，其中造影剂的采用提高了血液和组织之间的对比度。如在此所述的，在一个实例中，超声能量通过超声探头 16 施加到心脏 30 上，并产生回波。超声回波通过超声探头 16 由接收器 18 接收，并由超声诊断成像系统 10 的显示系统 24 生成结果图像。这些图像而后可用于诊断分析。例如，所生成的图像可用于确定包含在其内的各种边界并表征患者心脏的射血分数和进行容积计算。

图 2 示出可根据本发明对其采集图像的三维图像体积 50 的实例。图像体积 50 可具有圆锥形状，其顶点 52 在换能器阵列 16 的中心处。图像体积 50 的图像数据可由三维超声成像采集。图像体积 50 还具有参考标记 54 所指示的角度特征。体积 50 例如可以成像为多个二维扇形切片。锥形图像体积 50 的直径可用所需接收线的数目限定以达到所需的分辨率。采集体积 50 的完整图像所需接收线的数目由 $\pi L^2/4$ 给定。其中 L 是以接收线数为单位的锥形图像体积 50 的直径。因此，例如，当图像体积 50 具有 120 条接收线的直径时，采集体积 50 的图像数据需要 11,304 条接收线。

在本公开的一个实施例中，超声诊断成像涉及心脏成像。为有利于心脏成像，图像体积 50 可被分成用于患者心脏成像的三维体积片断。图 4 提供体积片断的一个实例。体积片断 60 是由第一边 62 至第二边 64 的锥形图像体积 50 的三维切片，且可成像为一系列二维扇形切片 70, 72, 74 和 76。全部图像体积 50 被分成体积片断，如在此所

进一步描述的。

构成图像体积 50 的体积片断可具有任何所需尺寸和形状。因此，例如，体积片断的横截面可以是方形、矩形、圆形或不规则形状。此外，在单个图像体积中不同体积片断可具有不同尺寸和形状。此外，体积片断无需成像为一系列二维切片。采用足够数目的发射和接收线来获得所需的图像分辨率，其采用适合于所需模式的成像协议。对于给定图像体积，对体积片断的尺寸、形状和数目的选择可部分基于在如下所述的特定心脏相位期间图像数据采集的可用时间。对应于不同体积片断的图像数据可用不同孔径的换能器阵列 16 采集。

应当懂得，图像体积自身不限于锥形，且可具有各种不同形状和尺寸。例如，图像体积可以是金字塔形或截去尖端的金字塔形。可基于应用和所采用的换能器的类型选择图像体积的尺寸和形状。

根据本公开的一个实施例，本发明的一个特点是基于与患者心动周期的舒张末期和收缩末期相位同步对各种体积片断图像数据的双触发采集。图 3 示出 ECG 波形的实例。在图 3 的实例中，ECG 波形 100 显示心跳大约为每 830 毫秒一次。根据本公开的一个实施例，超声图像数据采集触发点选择在出现于采集信号点 (102) 之后处，如下所述。触发点出现在 ECG 波形 100 相应心动周期 (124, 126, 128 和 130) 的舒张末期 (104, 106, 108 和 110) 和收缩末期 (114, 116, 118 和 120) 处。也就是说，在本公开的双触发实施例中，心脏相位的第一触发对应于舒张末期，第二触发对应于心脏相位的收缩末期，对每个心脏相位进行采集直到对两个相位都获得了全部体积。

通过在连续心脏相位的每个触发点处累积获得表示心脏的三维全部体积图像，可获得定量信息。可显示在心脏相位各连续触发点处的三维心脏图像。而后可分析舒张末期和收缩末期图像并进行诊断。心脏相位选定部分的图像可旋转至能改善分析的方位。可采用图像分析技术量化左心室的最大值和最小体积。根据该信息，可采用现有技术已知的方法计算射血量和射血分数。

根据本发明的一个方面，在连续的心动周期期间采集图像体积的三维体积片断的图像数据直到采集到完整的图像。采用患者的 ECG 波形触发图像数据采集，从而使数据采集与患者的心动周期同步。更具体地，图像数据采集与心动周期内的第一和第二触发点同步。换句话

说，在心动周期内，在由各心动周期的舒张末期和收缩末期触发的相应相位处采集图像数据。在每个心脏相位期间采集的图像数据量是该心脏相位持续时间和图像数据采集速度的函数。

根据本公开的一个实施例，图像体积的完整三维图像的图像数据可在四个心跳中采集。可在相应的单个心动周期期间响应第一和第二触发采集每个体积片断的图像数据。也就是说，在每个心动相位重复对特定体积片断的图像数据进行采集。这样，在四个心跳中，可对四个心动周期的每两个触发点采集完整三维图像。来自每两个触发点的四个三维子体积的图像数据可存储在图像数据缓冲器 22（图 1）中并在数据采集后合并成图像。本实例的总采集时间小于 3.5 秒，从而使运动问题最小化，且使图像数据能在一次屏息（breathhold）中采集。

不同的成像协议可用于采集体积片断图像数据。图 4 示出采用相邻体积片断的成像协议实例。其示出锥形图像体积 50 的横截面。体积片断 140, 142, 144 和 146 包括锥形图像体积的相邻三维切片。每个体积片断 140, 142, 144 和 146 可成像为一系列二维扇形切片。在该实例中，四个体积片断构成图像体积 50。体积片断可以任何所需的顺序成像。在一个实施例中，相邻体积片断顺序成像，即，体积片断 140，接下来是体积片断 142，再接下来是体积片断 144 等。通过按顺序对相邻片断进行成像，可从同一心动周期或相邻的心动周期采集毗邻的图像数据。这样就使图像数据中的间断性最小化。在图 4 的成像协议中，在四个心跳后，可获得图像体积的高分辨率三维图像。

本公开的实施例中还包括其它使微泡破坏效应最小化的采集方案。一个替换方案要求将如图 5 所示的每个子体积分成多个子体积。例如，图 5 中四个子体积每个可另外被分成 4 个子体积。而后采集序列可由每个心动周期期间的采集“交错”子体积构成。例如，第一心动周期可从 VS1 采集子体积 1，从 VS2 采集子体积 1，从 VS3 采集子体积 1 以及最后从 VS4 采集子体积 1。第二心动周期可由从 VS1 采集的子体积 2，从 VS2 采集的子体积 2，从 VS3 采集的子体积 2 以及最后从 VS4 采集的子体积 2 的序列构成。第三心动周期可由从 VS1 采集的子体积 3，从 VS2 采集的子体积 3，从 VS3 采集的子体积 3 以及最后从 VS4 采集的子体积 3 的序列构成。第四心动周期可由从 VS1 采集的子体积 4，从 VS2 采集的子体积 4，从 VS3 采集的子体积 4 以及最后从 VS4 采集

的子体积 4 的序列构成。这些子体积可合并得到高分辨率全部体积图像。该技术的潜在优势在于在子体积数据采集期间只消耗较小区域的微泡，从而所消耗微泡区域将由新的微泡更快速补充。

另一个可替换采集方案要求对于不同触发点使用不同子体积。再一次采用图 5 中的实例，在第一心动周期中，可在第一心动周期的舒张末期（ED）采集 VS1 并在收缩末期（ES）采集 VS3。第二心动周期可由在第二心动周期的 ED 期间采集 VS2 和在 ES 期间采集 VS4 构成。第三心动周期可由 ED 处采集 VS3 和在 ES 处采集 VS1 构成。第四心动周期可由在 ED 处采集 VS4 和在 ES 处采集 VS2 构成。该技术相对于在相同心动周期内采集相同子体积两次的技术的优点在于增加了射中相同子体积之间的间隔时间，从而有更多的时间来替换受破坏的造影剂。

另一种可能的采集方案可由每心动周期仅采集一个子体积构成。然而，在这种情形下，采集全部体积会花费两倍长的时间。

对于具有活动 3D 成像能力的超声系统，可能以较高帧速率采集体积数据。因此，3D 成像提供了能够获得比 2D 成像更准确的 LV 容积计算的可能性。然而，仍存在其它问题。为采集包括整个心脏的体积数据集，需从不同心动周期采集子体积且将这些子体积“拼凑在一起”。而且，三维（3D）中的图像质量证明比二维（2D）中更难于保证。因此，在 3D 中常常比 2D 中更难于观察心内膜边界。

已证明二维中的造影剂实时成像在较低声学输出就破坏造影剂。MI 为输出声功率的标准测量。FDA 界限为 1.9 且由等式： $MI = \text{峰值负压 (MPa)} / \text{频率 (MHz)}$ 表示。常常需要低至 0.1 数量级的机械系数 (MI) 来完全消除正常帧速率（15 - 20Hz）下的这种破坏。然而，为进一步使暴露于超声下的微泡以及其破坏最小化，需要降低帧速率（例如，低于 15 - 20Hz）。

造影剂破坏的主要征兆是在心动周期期间从舒张末期到收缩末期造影信号相应衰减。这种造影信号的衰减会导致由于低估收缩末期血量而过高估计射血分数。造影剂破坏的第二个征兆是 LV 内腔的不均匀充血，其中该第二征兆也导致不正确容积计算。

当 MI 低至 0.1 时，已设计出多脉冲造影特定检测技术来减少或减去“线性”组织信号，从而能够增加造影剂与组织之比。这些技术通

过减少甚至消除造影剂破坏而显著增加整个心动周期中心内膜的可视性。然而，这些技术也导致了帧速率的显著减少，从而更难应用于全部体积 3D 成像。

根据本公开的实施例，该超声方法和设备利用触发的具有造影剂的子体积序列，以便进行准确的舒张末期和收缩末期容积评估。通过采用子体积的双触发，其甚至可能将 MI 提高到 0.1 左右以上，或达到可得到更佳信噪比的水平，而不会产生如在实时成像速率情况下的较大微泡破坏。通过在几个心动周期上采集超声成像数据，可获得全部体积，其额外的好处是具有使受破坏的微泡能够由新的微泡代替的时间。这使得更易于观察心内膜边界并为采用超声准确估计舒张末期和收缩末期容积以及射血分数铺平道路。换句话说，考虑到微泡的破坏，存在能够加强利用超声进行超声诊断成像测量的特定触发序列。本公开提供了这种触发序列的一个实例。

双触发包括每个心动周期以与 R 波的预定延迟发射两个超声帧。例如，第一帧选择在零 (0) msec 延迟处 (对应于舒张末期) 发射，第二帧选择在收缩末期处发射 (对应于 R 波之后约 300msec 量级，其取决于特定患者的心率)。全部体积采集包括采集多个心动周期上的全部数据体积。由于不可能以足够快的速度 (在 50msec 内) 采集整个体积，必须采用多个心动周期。这主要由于声速限制了可采集线的速度。全部体积模式以较快速率采集较小体积 (即，子体积)。例如，对一个心动周期以 20Hz 速度采集 1/4 体积，在下一个心动周期采集下一个 1/4 体积，等等。

根据本公开的一个实施例，将双触发与被触发的全部体积采集组合以所需方式限制了造影剂微泡对超声的总曝露量，从而使从微泡接收的回波信号不产生明显减少。已确定低至 0.1MI 的超声声学水平高得足以“破坏”造影剂微泡。因此，不是以较快速度采集 1/4 感兴趣体积，而是以较低速度采集该体积，例如在舒张末期采集 1/4，在收缩末期采集 1/4。这意味着在一个心动周期期间只采集 2 个子体积，这与不用双触发可采集 12 或更多子体积相反。通过在舒张末期和收缩末期用双触发轮流进行数据采集，会丢失心脏收缩信息，然而左心室容积的重要信息将会表现得更准确。还可能通过在每个心动周期有两个以上触发或通过每个子体积之间的延迟而以更低速度采集子体积。这种

体积速度的减小将会减少气泡破坏，但比双触发模式增加时间消耗。有利地，本实施例除使用利用造影的 3D 超声成像外，还利用在此所述的双触发序列，以确定心脏容积/射血分数。因此，使心脏容积/射血分数的量化获得改善。

根据本公开的实施例，通过“人为”降低采集速度，可以减少造影剂破坏并增加心内膜边界的可视性。典型地，采集速度由声速和系统尽可能快地采集数据的能力决定。这在 3D 图像中尤其是正确的，因为对于 3D 图像，现在需要采集全部体积图像而非数据平面。事实上，为以足够快的更新速度（即，每秒 15 个体积或更高）采集较大体积用于心脏成像，不仅需要采集较小体积以保持较快更新速度，而且需要在多个心动周期上采集全部体积。

例如，如果认为 20 “体积每分钟”的更新速度对于患者心率（比方说每分钟 60 下）是足够的，则子体积尺寸应足够小以允许该更新速度。在每分钟 60 下心跳的情况下，每个心动周期是一秒钟长且在心动周期期间将采集相同子体积的 20 个实例。下一个心动周期将采集不同的子体积，但还会采集那种子体积的 20 个实例。最终，在采集所有所需要的子体积后，将这些子体积以每秒 20 个体积的较高更新速度“拼凑”在一起以形成“全部体积”。关键是，这些子体积是与 ECG 同步采集的，因为子体积来自不同心动周期并且如果心脏每次不在同一相位就可能产生“假像”或伪影。

为通过使微泡破坏最小化而增加造影强度，采集速度低于最大速度（即，由声速和电子设置时间所设定的速度）将会有帮助。采用双触发是如何限制微泡声学曝光（acoustic exposure）的一个实例，因为在每个心动周期只采集两个子体积而不是上述的 20 个子体积。然而，也可以每个心动周期采集 3 个或更多子体积的实例而仍然获得造影强度的显著增加，其中微泡总破坏量保持在给定阈值量以下。

本公开的实施例还可扩展到右心室（RV）容积以及由在更多个心动周期上进行采集的多脉冲造影技术。

图 6 示出用于实施根据本发明实施例的分片断的三维心脏成像的系统实例的简化框图。图 6 与图 1 中相同的元件具有相同的附图标记。通过换能器阵列 16 将超声能量发射到患者体内的感兴趣区域内。为更易于理解，图 6 中省略了发射器 12，T/R 开关 14 和接收器 18。所接

收的超声回波由波束形成器 20 进行处理以在线 200 上提供图像数据。图像数据存储在图像数据缓冲器 22 内，其在图 6 的实例中是双端口随机存取存储器（RAM）。

ECG 电极 202，204 和 206 连接到患者上，感应患者的心动周期并向 ECG 设备 28 提供信号。ECG 设备 28 在线 210 上提供 R 波触发输出。R 波触发输出对应于图 3 中所示的 ECG 波形。

为每个发射事件提供一个脉冲的发射触发时钟供应到发射事件计数器 220 以及发射器 12（图 1）。发射事件计数器 220 的输出被提供到波束形成器 20，图像数据缓冲器 22 的事件输入地址和比较器 222 的第一输入端。寄存器 224 存储每心脏相位的发射事件数。寄存器 224 的输出提供到比较器 222 的第二端。当发射事件计数器的计数达到等于寄存器 224 内所存储的数值时，断言比较器 222 的输出。这样，当已经达到每个心脏相位内所需发射事件的数目时，断言比较器 222 的输出。比较器的输出提供到 OR 门 230 的第一输入端和心脏相位计数器 232 的时钟输入端。相位计数器 232，其指示正采集图像数据的心脏相位，其输出被提供到图像数据缓冲器 22 的相位输入地址。

ECG 设备 28 的 R 波触发输出被提供到 OR 门 230 的第二输入端，相位计数器 232 的复位输入端和心跳计数器 240 的时钟输入端。心跳计数器 240 随着患者心跳增加计数。心跳计数器 240 的输出被提供到图像数据缓冲器 22 的片断输入地址并指示正为其采集数据的体积片断。这样，图像数据缓冲器 22 的输入地址由指示体积片断的片断输入地址，指示心脏相位的相位输入地址和指示特定体积片断和心脏相位内发射事件的事件输入地址组成。图像数据缓冲器 22 的双端口 RAM 可具有存储对应于图像体积每个体积片断和对应于患者心动周期的每个相位的每个发射事件的图像数据的位置。

OR 门 230 向发射事件计数器 220 的复位输入端提供输出。这样，发射事件计数器由患者心跳复位或者当比较器 222 指示对当前心脏相位已完成所需的发射事件数目时复位。

来自图像数据缓冲器 22 的输出由显示系统 24 控制。图像数据缓冲器 22 接收输出地址，包括从显示系统 24 接收片断输出地址和事件输出地址，并从寄存器 250 接收心脏相位输出地址。寄存器 250 包含指示待显示心脏相位的数值。显示系统 24 合并所选定心脏相位的体积

片断的图像数据以生成图像体积的三维图像。通过增加寄存器 250 中的数值, 就可以顺次显示不同心脏相位的三维图像。通过以适当速度增加连续的图像, 就可显示心脏运动的图像。

图 6 成像系统的控制部件, 包括发射事件计数器 220, 比较器 222, OR 门 230, 相位计数器 232, 心跳计数器 240 和寄存器 224 和 250, 可构成系统控制器 26 (图 1) 的一部分。应当理解, 由这些控制部件完成的功能可由实施本公开的实施例的编程微计算机或微控制器等完成。

图 7 示出根据本公开一个实施例的分段三维心脏成像的处理流程图。该处理开始于步骤 262, 询问是否接收到 ECG 触发脉冲。如果没接收到 ECG 触发脉冲, 该询问继续自身循环。另一方面, 如果接收到指示 ECG 波形的采集触发的 ECG 触发脉冲, 该处理进行到步骤 264。在步骤 264 中, 该处理询问是否出现心动周期的舒张末期。如果未出现, 则该询问重复其自身。当出现心动周期的舒张末期时, 该处理进行至步骤 266。通过触发采集脉冲标记心动周期舒张末期的出现。响应每个步骤 264 中在舒张末期的 ECG 触发, 在步骤 266, 在心动周期舒张末期对体积片断 i 采集图像数据。数据采集步骤 266 包括对体积片断生成指定数量的发射事件, 在波束形成器 20 内处理所接收的信号以提供图像数据, 并将该图像数据存储在图像数据缓冲器 22 内。

在步骤 268, 该处理询问是否出现心动周期的收缩末期。如果未出现, 则该询问重复其自身。当出现心动周期的收缩末期时, 该处理前行至步骤 270。通过触发采集脉冲来标记心动周期收缩末期的出现。响应每个步骤 268 中在收缩末期的 ECG 触发, 在步骤 270, 在心动周期收缩末期对体积片断 i 采集图像数据。数据采集步骤 270 包括对相应体积片断生成指定数量的发射事件, 在波束形成器 20 内处理所接收的信号以提供图像数据, 并将该图像数据存储在图像数据缓冲器 22 内。

在步骤 272 中, 确定当前子体积片断是否是具体超声诊断图像采集的最后的子体积片断。在图 3 的 ECG 波形实例中, 有四 (4) 个子体积。因此, 只有当四个子体积都已被采集后才到达最后的子体积片断。因此, 响应于仍未到达该最后的子体积片断, 该处理进行至步骤 274, 使子体积 i 加 1, 而后返回步骤 264 以等候收到下一个心动周期的下一个舒张末期触发, 并从该触发处继续前行。另一方面, 在步骤 272, 响

应于已到达最后的子体积片断，该处理前行至步骤 276，合并心动周期的子体积图像数据，之后结束。

图 7 的处理在给定采集时段的患者每个心动周期期间对舒张末期和收缩末期触发的体积片断进行图像数据采集。在较小数目的心跳中采集每个舒张末期和收缩末期触发的完整体积的子体积部分的完整三维图像。当已采集了图像体积的全部子体积片断的图像数据时，在步骤 276 合并体积片断图像数据以为每个舒张末期和收缩末期触发的心动周期部分提供合成图像。该合并步骤包括合并来自心动周期各舒张末期和收缩末期部分的图像体积的子体积片断的图像数据。

图 8 和 9 示出采用根据本公开的一个实施例的方法和设备生成的第一和第二部分体积的显示图像视图。心脏边界更易辨别，这些边界由根据本公开实施例的采用造影的双触发舒张末期，收缩末期的 3D 全部体积超声图像数据采集进行成像。因此，可获得更准确的心脏容积计算和射血分数。

本公开的实施例已连同采用数字波束形成器进行的图像数据采集进行描述。应当理解，这些实施例可应用于模拟超声成像系统实施方式。

虽然上面只详细描述了几个示范性实施例，本领域技术人员将意识到可以在实质上不偏离本公开实施例的新颖性思想和优点的情况下，对示范性实施例进行许多可能的修改。因此，所有这样的修改都将包含由下面权利要求书所限定的本公开实施例的范围内。在权利要求书中，装置加功能的语句意味着覆盖在此描述的完成所述功能的结构，不仅仅包括结构上的等效物，而且还包括等效结构。

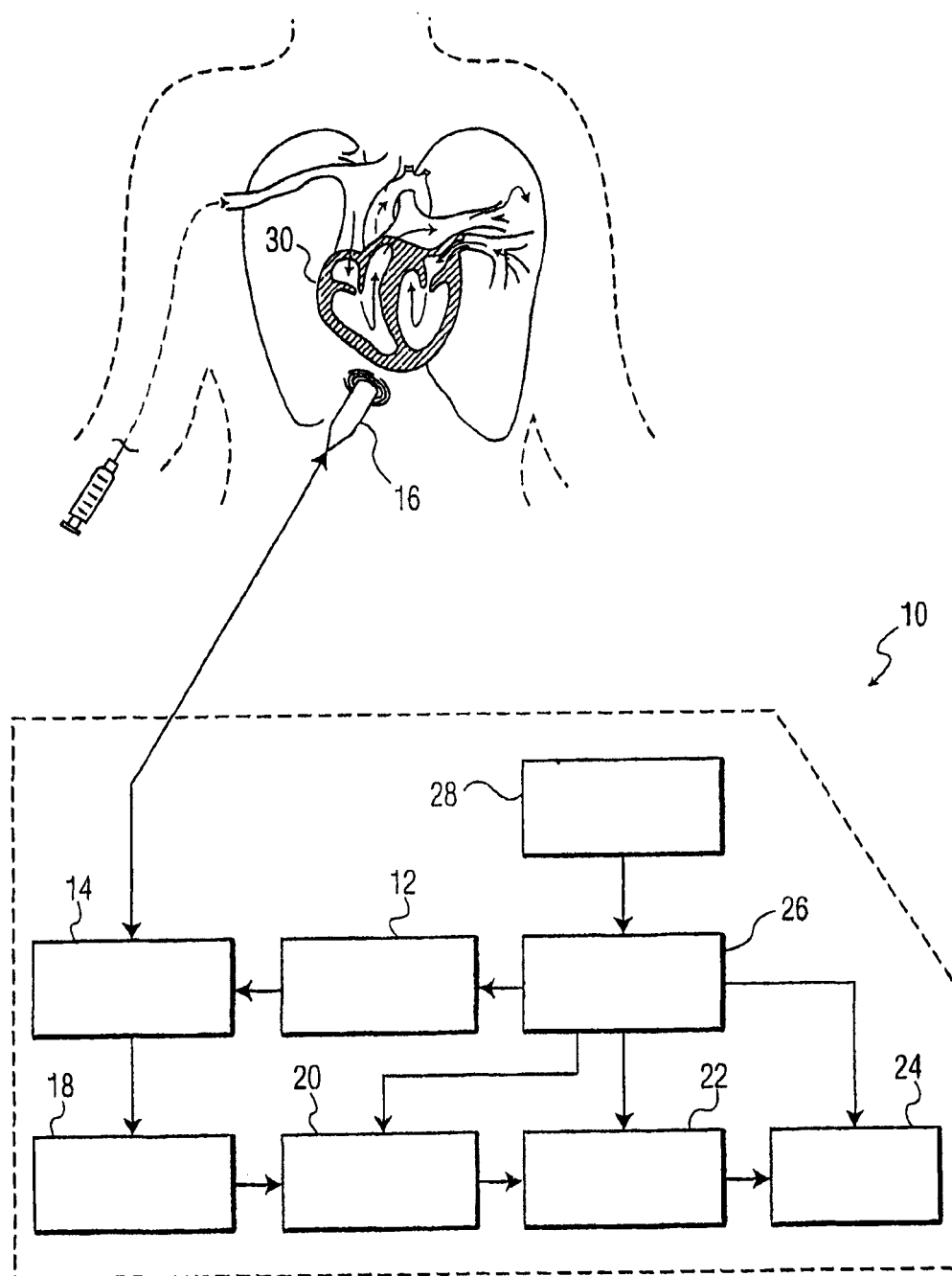


图 1

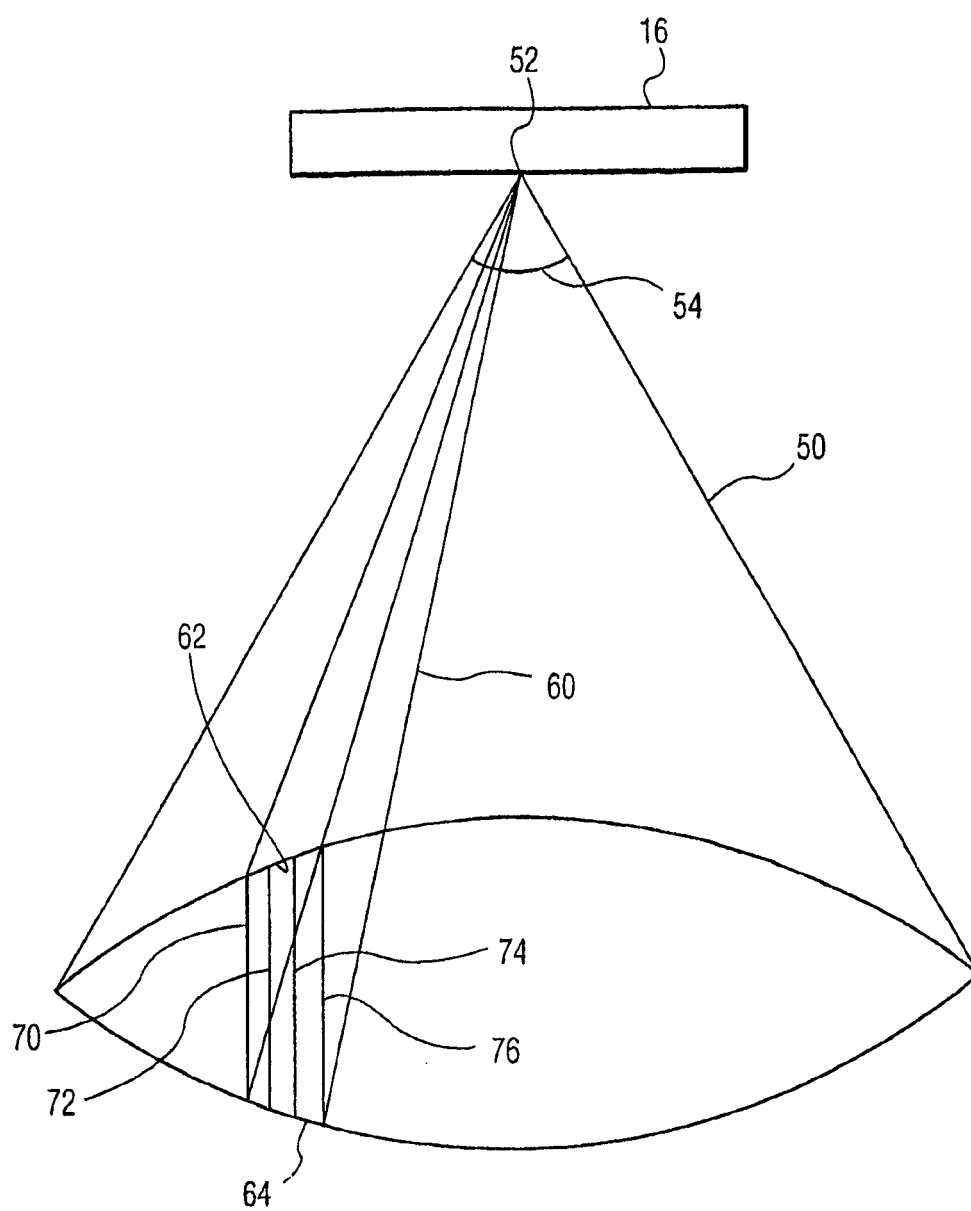


图 2

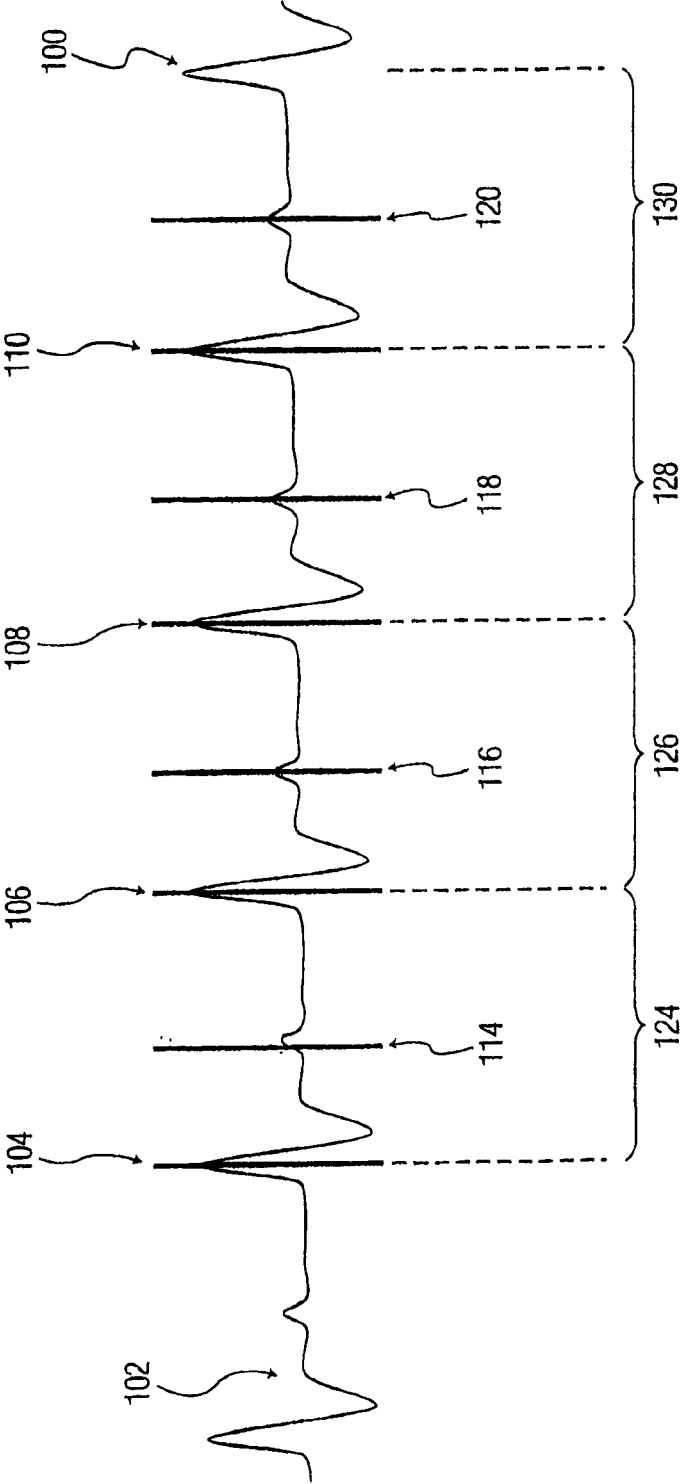
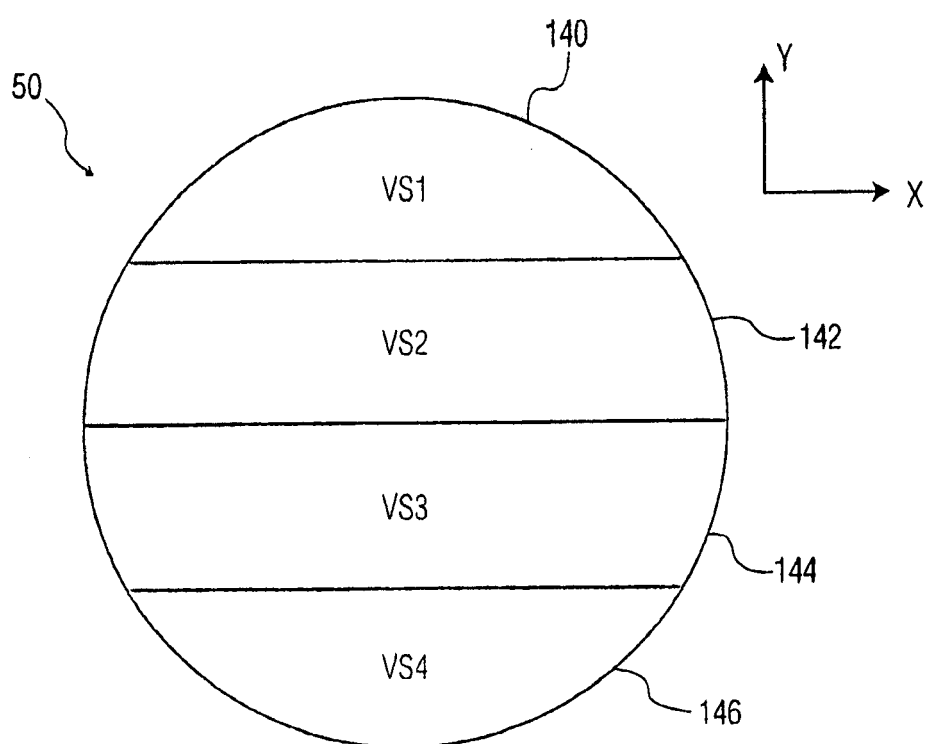


图 3

**图 4**

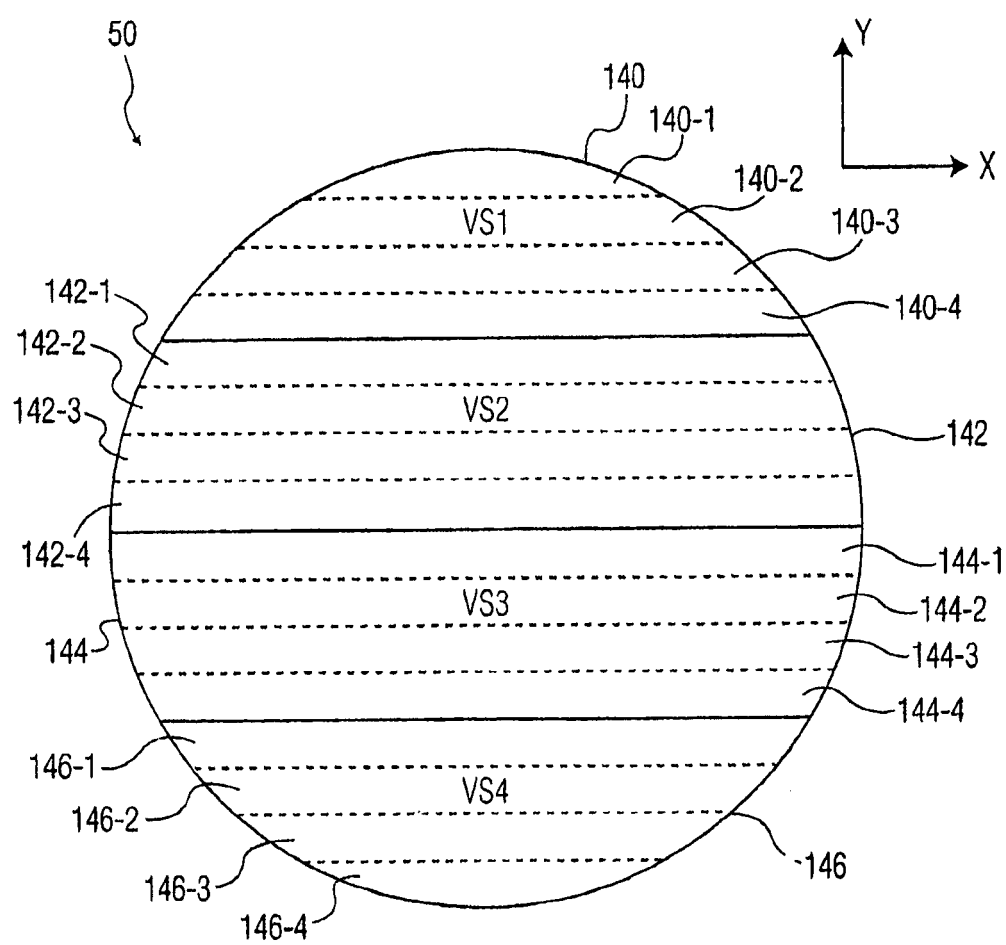


图 5

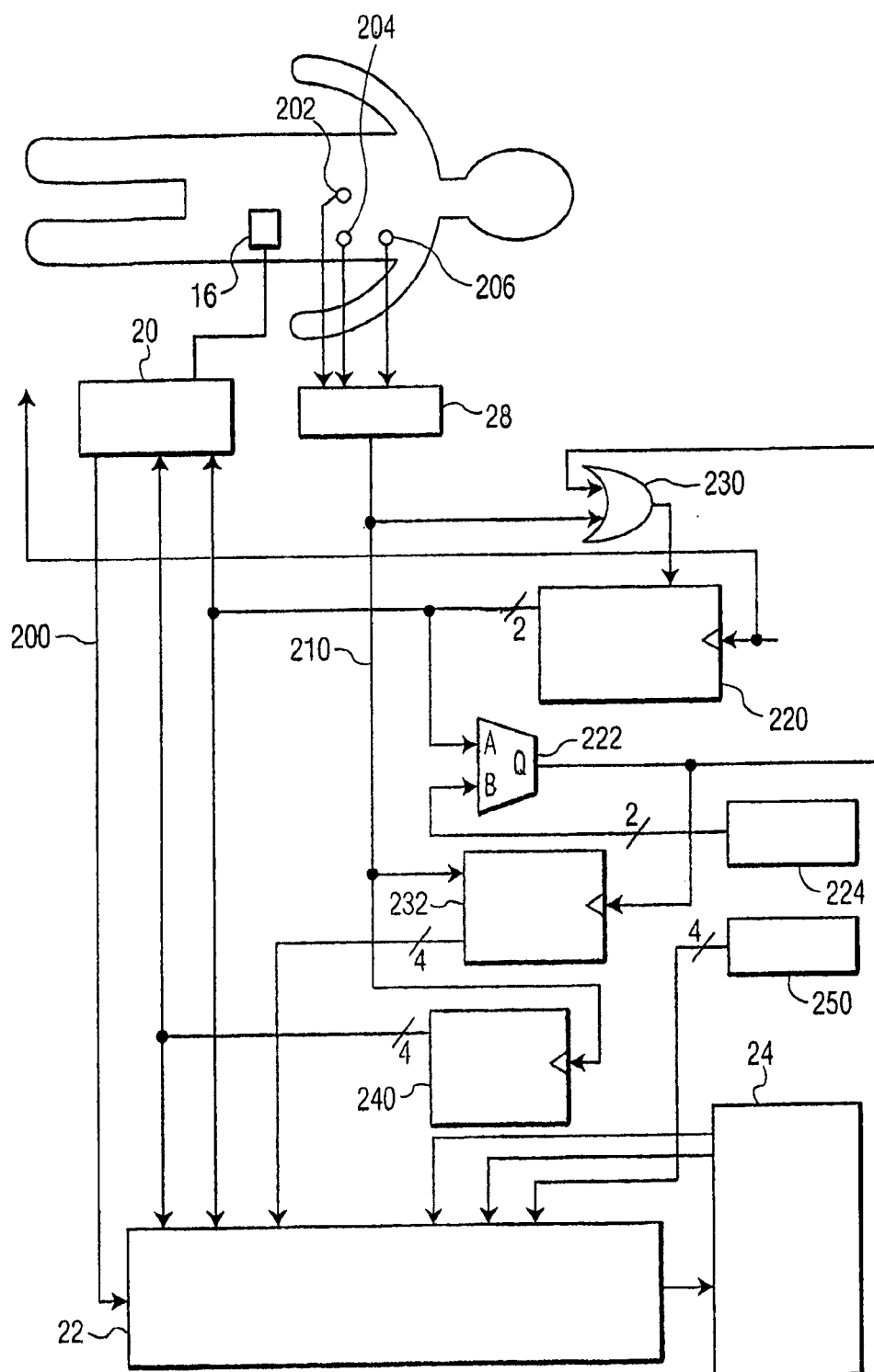


图 6

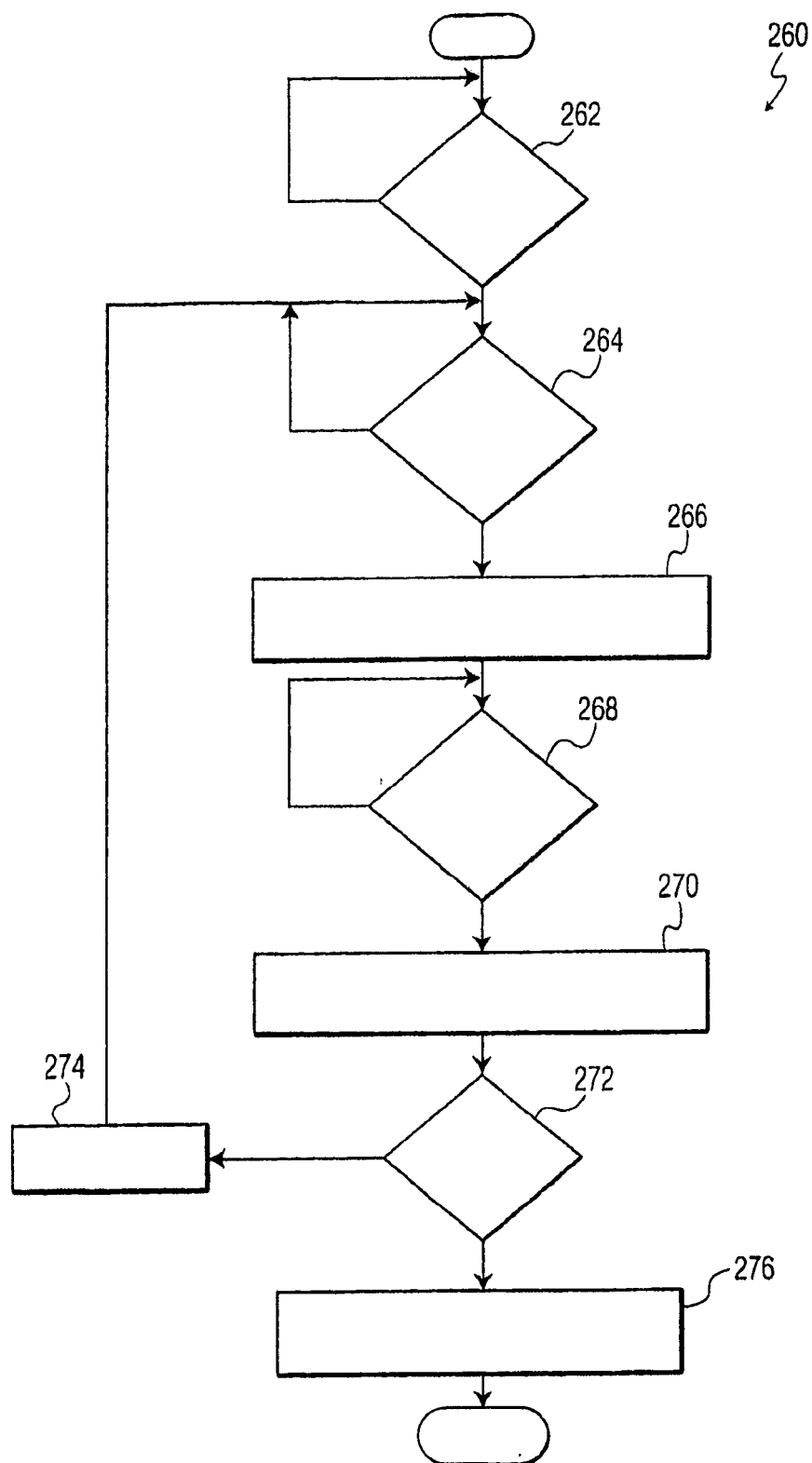


图 7

专利名称(译)	超声成像方法和设备		
公开(公告)号	CN1870942A	公开(公告)日	2006-11-29
申请号	CN200480031370.6	申请日	2004-10-14
[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	R佩特里克		
发明人	R·佩特里克		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/0456 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/13 A61B8/4461 A61B8/08 A61B5/0456 G01S15/8993 A61B8/543 A61B8/483 G01S7/52041 A61B8/481 G01S7/52088 A61B8/0891 A61B8/54 A61B8/0883 G01S7/52087 A61B8/5207		
优先权	60/513630 2003-10-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种采用造影剂生成三维(3D)全部体积超声图像的方法，包括通过触发(104, 114, 106, 116, 108, 118, 110, 120)在多个心动周期(124, 126, 128, 130)上与ECG(100)同步采集多个子体积(140, 142, 144, 146)的超声图像数据。采集包括两个采集协议中的至少一个。第一采集协议采用在超声图像数据采集(10)期间不足以导致造影剂破坏的输出声功率。第二采集协议采用在超声图像数据采集(10)期间足以导致造影剂破坏的输出声功率。选择触发(26, 28)多个子集(140, 142, 144, 146)中相应一些的超声图像数据采集，以使被破坏的造影剂能够在随后的子体积的超声成像数据采集的随后触发之前由新的造影剂代替。此外，合并来自多个子体积的超声图像数据(22)以生成3D全部体积15超声图像数据(24)。

