

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101203184 B

(45) 授权公告日 2010.09.08

(21) 申请号 200680022349.9

(22) 申请日 2006.06.15

(30) 优先权数据

60/693,469 2005.06.23 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.12.21

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/051934 2006.06.15

(87) PCT申请的公布数据

W02006/136988 EN 2006.12.28

(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·S·谢里尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

72001

代理人 李亚非 谭祐祥

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

审查员 李尹岑

权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

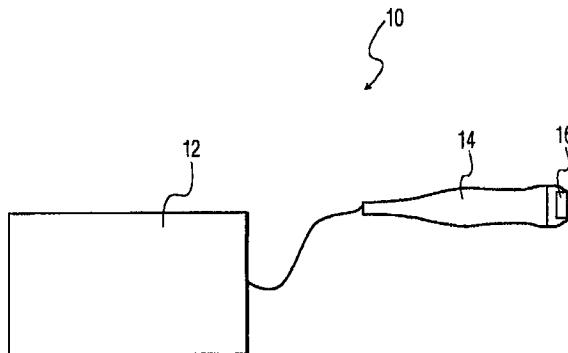
(54) 发明名称

使用稳态束来估计参数的用于三维超声成像的方法和仪器

(57) 摘要

一种三维(3D)超声成像方法包括作为时间的函数采集代表成像体的超声数据,从中能获得多个二维超声图像,(28),和与代表成像体的数据采集并行地,从稳态超声束(26)中采集数据。该稳态超声束数据被分析以便从稳态超声束数据中导出一种参数(34)。该方法进一步包括作为该导出参数的函数,对由重新排列(36)从所采集的超声数据中获得的多个2D超声图像,用于3D处理。在一种实施方案中,从稳态超声束采集数据包括M模式采集,多普勒模式采集,或为特定超声成像应用设计的采集中的一个或多个。优选地,此方法被用于三维胎心成像。

CN 101203184 B



1. 一种三维 (3D) 超声成像方法, 包括 :

作为时间的函数采集代表成像体的超声数据, 从中能获得多个二维 (2D) 超声图像; 与所述采集代表成像体的超声数据并行地, 从稳态超声束中采集数据; 分析所述稳态超声束数据以便从所述稳态超声束数据中导出参数; 作为该导出参数的函数, 重新排列从所采集的超声数据中获得的多个 2D 超声图像以用于 3D 处理,

其中采集超声数据包括使用具有 3D 电子操控的换能器, 该换能器被配置 (i) 用于电子地操纵超声束以便在该成像体的 2D 成像平面内采集代表 2D 超声图像的数据以及 (ii) 用于横穿该成像体扫描 2D 成像平面, 以及

其中采集稳态超声束数据还包括使用该具有 3D 电子操控的换能器, 其中该具有 3D 电子操控的换能器被进一步配置用于 (iii) 使所述 2D 超声图像数据的采集和稳态超声束数据的采集交替进行。

2. 如权利要求 1 所述的方法, 其中该导出参数包括心动相位。

3. 如权利要求 1 所述的方法, 其中该成像体包含心动源, 该心动源具有若干个心动相位。

4. 如权利要求 3 所述的方法, 其中该心动源包括胎儿心脏。

5. 如权利要求 1 所述的方法, 其中采集稳态超声束数据包括 M 模式或多普勒模式采集。

6. 如权利要求 1 所述的方法, 其中采集稳态超声束数据包括为适合特定超声成像过程的超声成像要求而设计的采集。

7. 如权利要求 1 所述的方法, 其中采集稳态超声束数据包括 M 模式采集, 多普勒模式采集, 或为适合特定超声成像过程的超声成像要求而设计的采集中的一个或多个。

8. 如权利要求 1 所述的方法, 其中采集稳态超声束数据包括与采集用于多个 2D 超声图像的每一个的超声数据采集并行地采集稳态超声束数据, 和其中分析稳态超声束数据包括分析分别来自每个稳态超声束数据采集的数据, 以便导出用于相应 2D 超声图像的参数。

9. 如权利要求 8 所述的方法, 其中所述分析进一步包括对稳态超声束数据执行时间空间相关成像 (STIC) 分析。

10. 如权利要求 8 所述的方法, 其中稳态超声束数据包括 M 模式数据流, 多普勒模式数据流, 或其他数据流中的一种或多种。

11. 如权利要求 8 所述的方法, 其中同样的稳态超声束被并行用于多个 2D 超声图像的所有 2D 成像平面, 以便使得能够为多个 2D 超声图像一致地导出参数。

12. 如权利要求 1 所述的方法, 进一步包括 :

调节稳态超声束位置来获得最佳信号, 以便改善用于多个 2D 超声图像的参数的导出。

13. 如权利要求 1 所述的方法, 其中采集超声数据包括以下一种或多种 (i) 横穿所述成像体的连续采集次序, 或 (ii) 横穿所述成像体的非连续采集次序, 或 (iii) 横穿所述成像体的规定采集次序。

14. 一种三维 (3D) 超声成像仪器, 包括 :

控制单元; 和

耦合到该控制单元的超声换能器, 其中所述控制单元被配置用于 (i) 控制该超声换能器和 (ii) 根据权利要求 1 的方法执行 3D 超声成像。

15. 一种三维 (3D) 超声成像方法, 包括 :

当横穿包含心动源的成像体扫描 2D 成像平面时, 采集多个二维 (2D) 超声图像, 该心动源具有若干心动相位, 和其中采集多个 2D 超声图像包括使用具有 3D 电子操控的换能器, 该换能器被配置 (i) 用于电子地操纵超声束以便采集 2D 超声图像和 (ii) 用于横穿该成像体扫描 2D 成像平面;

与多个 2D 超声图像的采集并行地从稳态超声束中采集数据, 其中采集稳态超声束数据进一步包括使用该具有 3D 电子操控的换能器, 其中该具有 3D 电子操控的换能器被进一步配置用于 (iii) 使 2D 超声图像采集和稳态超声束数据采集交替进行;

分析该稳态超声束数据以便从该稳态超声束数据中导出心动相位; 和

作为该导出心动相位的函数, 重新排列 2D 超声图像以用于 3D 处理。

16. 如权利要求 15 所述的方法, 其中采集稳态超声束数据包括 M 模式采集, 多普勒模式采集, 或为适合特定超声成像过程的超声成像要求而设计的采集中的一个或多个。

17. 如权利要求 15 所述的方法, 其中分析包括对稳态超声束数据执行时间空间相关成像 (STIC) 分析。

18. 如权利要求 15 所述的方法, 其中同样的稳态超声束被并行用于所有的 2D 成像平面, 以便使得能够为多个 2D 超声图像一致地导出心动相位。

19. 如权利要求 15 所述的方法, 进一步包括 :

调节稳态超声束位置来获得最佳信号, 以便改善用于多个 2D 超声图像的心动相位的导出。

20. 如权利要求 1 所述的方法, 其中作为该导出的参数的函数来重新排列该采集的超声数据。

21. 如权利要求 20 所述的方法, 其中 3D 表面图像从这些重新排列的超声数据中获得。

22. 如权利要求 20 所述的方法, 其中一个或多个 2D 图像从这些重新排列的数据中获得。

23. 如权利要求 20 所述的方法, 其中一个或多个其他量度, 描述符, 或着色从这些重新排列的数据中获得。

## 使用稳态束来估计参数的用于三维超声成像的方法和仪器

[0001] 本实施方案通常涉及医用超声系统，并且具体而言，涉及一种三维超声成像的方法和仪器，例如，超声三维胎心成像。

[0002] 在已知用于胎心成像的方法中，心电图 (ECG) 是不能得到的。结果，超声系统使用时间空间相关成像 (STIC :spatial-temporal image correlation)，当成像平面横穿成像体正被扫描时，从二维 (2D) 图像的谱分析中导出心动相位。使用由 STIC 导出的心动相位，该超声系统重新安排 2D 图像用于三维 (3D) 处理。然而，STIC 分析的精度从一个成像平面到另一个成像平面会发生变化，特别是如果心率不能保持稳定。

[0003] 对于先前已知的方法，胎儿 STIC 成像包括，从在许多次心搏上采集的图像中构造胎心的 3D 视图。另外，当前用于胎儿 STIC 成像的数据处理技术要求心率保持稳定。然而，不正常 (odd) 的心跳或心率改变，通过使来自不同心动相位的信息混合在应代表单个心动相位的视图中，从而降低三维视图的品质。

[0004] 从而，需要一种克服现有技术中该问题的改进方法和超声系统。

[0005] 根据当前公开的一种实施方案，一种三维 (3D) 超声成像方法包括采集作为时间的函数代表成像体的超声数据，从这些超声数据中能够获得多个二维图像，并与采集代表成像体的超声数据并行地采集来自稳态超声束的数据。稳态超声束数据被分析，以便从稳态超声束数据中导出参数。该方法进一步包括作为该导出参数的函数，对从所采集的超声数据中获得的多个 2D 超声图像重新排列，用于 3D 处理。在一个实施方案中，从稳态超声束采集数据包括 M 模式采集，多普勒模式采集，或特殊超声成像应用的专用采集中的一种或多种。此方法能通过超声成像系统实施，也可是计算机程序产品形式。

[0006] 图 1 是根据当前公开的一种实施方案的一种超声系统的局部框图；

[0007] 图 2 是说明通过使用根据当前公开的一种实施方案中的超声成像系统和方法，目标体的 3D 超声成像的简化原理图；和

[0008] 图 3 是说明根据当前公开的另一种实施方案的一种三维超声成像方法的流程图。

[0009] 在这些图中，同样的参考数字指不同的元件。另外，需要注意这些图可能不是按比例画的。

[0010] 如上面讨论的，先前已知的胎儿 STIC 成像的方法涉及从在许多次心搏上采集的图像中构造胎心的 3D 视图。另外，用于早先的胎儿 STIC 成像方法的数据处理技术要求心率保持稳定，然而，不正常的心跳或心率改变，通过使来自不同心动相位的信息混合到应代表单个心动相位的视图中，降低了三维视图的品质。相反，根据当前公开的 3D 超声成像的一种实施方案，这种方法包括 (i) 监测心脏以便确定每个二维图像的实际心动相位和 (ii) 使用确定的心动相位信息避免在单个 3D 视图中混合不同的相位。通过使用超声完成监测心脏，并且更具体而言，使用稳态超声束并且其中换能器保持稳态。从而，多普勒模式或 M- 模式采集能被用于在精确时间刻度上监测所选择的解剖位置。

[0011] 需要进一步注意，对于先前的使用机械换能器移动来采集用于胎儿 STIC 的 3D 体积的胎儿 STIC 成像方法，多普勒模式或 M 模式采集的使用是不可能的。换句话说，移动换能器使得多普勒或 M 模式线不可能保持在所选择的解剖位置上。根据当前公开内容的实施

方案的这种方法包括考虑到克服这种限制,实现新换能器不需要机械移动即可进行扫描 3D 体积(例如,2D 阵列或矩阵换能器)。简而言之,一种不需机械移动就可扫描 3D 体积的换能器可被配置用来在整个 3D 体积中发射线。另外,该换能器能够 3D 扫描而不需机械运动,下文中称之为具有 3D 电子操控的换能器,它能进一步被配置成使稳态监测脉冲和用于采集 3D 体积的脉冲交替进行,例如,与胎儿 STIC 有关。

[0012] 为了使用不能在整个体积内电子操控的换能器扫描 3D 体积,下文中称之为不带有 3D 电子操控的换能器,该换能器必须被机械地移动。例如,一种 3D 体积可以用 1D 相控阵换能器通过移动换能器以便它的 2D 扫描平面移动横穿被扫描的体积而被扫描。如上面所指示的,以这种方式移动不带有 3D 电子操控的换能器不可能保持稳态监测束。这种情形与被称为 1.5D 换能器很相似,这种换能器具有某种控制高度调焦或高度调整或二者都能控制的能力。相反,带有有 3D 电子操控的换能器保持稳态并使用电子操控来扫描通过 3D 体积,而不带有 3D 电子操控的换能器必须移动以扫描通过 3D 体积。

[0013] 回顾 2D 超声成像,M 模式和多普勒数据采集下文中被提供。注意此处包括的数字仅仅代表一种如何可实施的单个实施例,并且可使用其他的数字。对于简单的 2D 超声成像,图像数据能被从跨越 90 度楔形物的 50 条发射线中采集。帧频可以是 50 赫兹,或每帧 20 毫秒。相邻线之间时间是 0.4 毫秒。另外,在相同线的重复视图间的时间就是帧时间,20 毫秒。

[0014] 关于 M 模式采集,M 模式被用于在更精确的时间刻度上观察运动。例如,一系统操作者从 2D 帧中选择一条扫描线。此后这条被选择的线在 2D 帧的 50 条线中被均匀地隔开(时间上)采集 5 次。扫描器将采集 10 条 2D 扫描线,并接着重新采集 M 模式扫描线,以便 M 模式视图每 4ms 更新。从而,M 模式采集使得能够在比单单 2D 成像更小的时间刻度上观察到运动,其中图像每 20 毫秒仅仅更新一次。一种 M 模式轨迹通过并排显示采集的 M 模式扫描线来组成。M 模式轨迹包括一种滚动轨迹,类似于带状记录器。另外,关于 M 模式轨迹,竖轴代表深度和横轴代表时间。

[0015] 双功能多普勒 (Duplex Doppler) 使用与 M 模式采集相似的采集策略;然而,一条双功能多普勒线典型地在每个 2D 图像线后被采集。另外,对于多普勒采集,采集的数据被用于确定血流而不是被用于形成空间图像。多普勒采集轨迹的竖轴代表(流动血液的)速度并且横轴代表时间。另外,注意心动周期在 M 模式和多普勒轨迹中是明显的。

[0016] 而且,尽管使用双功能多普勒降低 2D 帧频大约一半时,但是它将几乎确定不能与已知胎儿 STIC 成像方法一起使用。然而,使用根据当前公开内容的实施方案的 3D 成像方法,通过采用与 M 模式相似的采集定时,双功能多普勒提供用于一种胎儿 STIC 改进。

[0017] 根据当前公开内容的一种实施方案,一种 3D 超声成像方法包括使用一种具有 3D 电子操控的换能器(例如,一种 2D 阵列换能器)不带有额外的经由机械运动的操控,其中通过分析稳态超声束代替成像平面(包含 3D 体积)的收集,来改善心动相位的导出。同样的稳态超声束能被用于所有图像平面,例如,在特定胎心成像过程期间,以便对于所有成像平面获得一致的结果。换句话说,当前公开内容的该实施方案正确确定每个图像的心动相位,即使在心动采集期间心率改变了。根据一种实施方案,稳态束可包括一种 M 模式采集,多普勒模式采集,或一种为了适合特殊成像过程的超声成像要求而专门设计的采集。监测束可比典型地用于或者 M 模式的采集或者多普勒的采集,更少频次地被采集,可能仅仅 2D

图像每帧采集一次，并可能甚至更少。

[0018] 根据当前公开内容的一种实施方案，一种超声系统包括一种具有 3D 电子操控的换能器，被配置为使扫描 2D 数据采集和稳态采集交替进行，其中稳态采集包括 M 模式采集或多普勒采集。如这里要注意的，或者通过机动化，或者通过其他操作，机械地扫描以执行 3D 采集的换能器，不能使扫描 2D 数据采集和稳态采集交替进行。

[0019] 当前公开内容的实施方案可通过从使用稳态超声束获得的 M 模式和 / 或多普勒数据流的 STIC 分析中导出心动相位而被实现。可替换地，该 STIC 算法可被修改以便与 M 模式和 / 或多普勒数据流一起更好地执行。而且，一种附加的新的分析方法可被实现用于与 M 模式和 / 或多普勒数据流一起更好地执行。而且，一种新颖的为了适于 3D 超声成像应用而专门设计的采集形式可以被使用，或者代替 M 模式和 / 或多普勒数据流，或者除 M 模式和 / 或多普勒数据流之外使用。而且，如此处讨论的，当前公开内容的实施方案能在既支持 3D 胎心成像又支持矩阵（2D 阵列）超声换能器的超声系统中实现。

[0020] 根据另一实施方案，一种三维（3D）超声成像的方法包括作为时间的函数采集代表成像体的超声数据，从这些超声数据中能够获得多个二维（2D）超声图像。这种方法进一步包括与采集代表成像体的超声数据并行地从稳态超声束采集数据。稳态超声束数据被分析以便从稳态超声束数据中导出参数。另外，作为导出参数的函数，对被采集的超声数据重新排列用于 3D 处理。从重新排列的超声数据中可获得一个或多个 2D 图像，它们根据导出的参数排序。同样的，从重新排列的超声数据中可获得一个或多个 3D 表面着色图像（surface rendered image），它们根据导出的参数排序。采集超声数据能进一步包括下列一个或多个（i）一种连续横穿成像体的采集次序，（ii）一种非连续横穿成像体的采集次序，或（iii）一种横穿成像体的规定的采集次序。该规定的采集次序能够包括根据特定采集要求选择的任意次序。

[0021] 现在参考附图，图 1 是根据当前公开内容的实施方案的三维（3D）超声成像系统 10 的框图。此 3D 超声成像系统 10 包括一控制或基本单元 12，配置为与超声换能器探头 14 一起使用，进一步用于执行根据当前公开的实施方案的这里讨论的超声成像方法。探头 14 包含超声换能器 16。在一种实施方案中，控制单元 12 被配置用于（i）控制超声换能器 16 和（ii）根据当前公开的 3D 超声成像方法执行 3D 超声成像。

[0022] 在一种实施方案中，超声换能器 16 包括一个矩阵换能器，也称之为 2D 阵列换能器。还有，基本单元 12 包括适于执行此处讨论的 3D 超声成像的控制电子装置。例如，在一种实施方案中，基本单元 12 可以包括此处进一步讨论的计算机。超声换能器探头 14 经适宜的连接连接到基本单元 12，例如经电缆、无线连接，或其他合适的方式。

[0023] 图 2 是说明通过使用根据当前公开的一种实施方案中的超声成像系统 10，目标体积的 3D 超声成像的简化原理图。具体地，超声换能器 16 产生定向进入成像体（未示出）的 2D 成像平面的超声束的扫描 20 以响应来自基本单元 12 的激活信号。例如，扫描 20 能包括从初始 2D 成像平面 22 到最后 2D 成像平面 24 的扫描。超声能量可根据需要被调节，例如根据特定 3D 超声成像应用的要求，通过超声换能器 16 相对于目标位置或成像体的重新定位（通过探头 14 的重新定位），和 / 或通过来自基本单元 12 的适当的激活信号。另外，根据当前公开的方法，成像体被安排在被成像的目标内感兴趣区域中。

[0024] 根据当前公开的一种实施方案，三维（3D）超声成像方法包括当 2D 成像平面被横

穿成像体扫描时,采集多个二维(2D)超声图像28。例如,2D超声图像28包括从初始图像30到最后图像32的图像,相当于从初始2D成像平面22到最后成像平面24间的扫描20。与采集多个2D超声图像并行地,来自稳态超声束26的数据被采集。该稳态超声束数据被分析以便从稳态超声束数据中导出参数34。而且,如图2中参考数字36所示,作为导出参数的函数,该2D超声图像被重新排列到新的图像组中,用于3D处理。在此新组中有许多图像。如图2所示,仅仅为了说明,该新组包括11个2D图像。由于使用已知的位置坐标所有这些图像都已出现在空间上的不同位置,3D超声系统的基本单元12被配置成在新的组内3D空间上排列这些图像。在图2的实施例中,显示了两个体38和49。一个体38在心脏收缩期和另一体40在心脏舒张期。另外,其中在这两个体积(38,40)之间存在有额外的体积以及它们的相应位置,如参考数字42所示。

[0025] 在一种实施方案中,导出参数包括一种心动相位,换句话说,成像体包括一种心动源,该心动源具有多个心动相位。例如心动源可包含胎儿心脏。

[0026] 根据另一实施方案,采集多个2D超声图像包括使用矩阵换能器。该矩阵换能器被配置成(i)用于电子操控超声束来采集2D超声图像和(ii)用来横穿成像体扫描2D成像平面。另外,采集稳态超声束数据也能包括使用矩阵换能器,其中矩阵换能器进一步配置用于(iii)使2D超声图像的采集和稳态超声束数据采集交替进行。

[0027] 在一种实施方案中,具有3D电子操控的换能器16被配置用于操控在成像体内能获得最佳信号的位置生成稳态超声束26。也就是,稳态超声束26能被操控,并且稳态超声束的定位能根据需要调节到最佳或成像体内其他适合的位置,以便改善用于采集代表成像体的超声数据和获得多个2D超声图像28的参数的导出。例如,一种稳态超声束的定位可在成像体采集序列期间被调节,以提供所需的心动相位的追踪。而且,稳态超声束数据的采集可包括,例如M模式采集或多普勒模式采集。在另外的实施方案中,采集稳态超声束数据可包括一种为特定超声成像应用设计的采集。

[0028] 在另一实施方案中,采集稳态超声束数据包括与多个2D超声图像28中的每一个的采集并行地采集稳态超声束数据。相应地,分析稳态超声束数据包括分析来自每个单独的稳态超声束数据采集的数据以导出用于对应2D超声图像的参数34。在一种实施方案中,分析进一步包括执行一种对稳态超声束数据的时间空间相关成像(STIC)分析,其中对采集的数据使用恰当适配了的STIC方法。稳态超声束数据可以包括例如M模式数据流,多普勒模式数据流,或其他数据流中的一个或多个。另外,同样的稳态超声束26能被并行地用于所有2D成像平面,以便使得能够对于多个2D超声图像一致地导出参数。

[0029] 在另一种实施方案中,一种三维(3D)超声成像方法包括当2D成像平面被横穿包含一种心动源的成像体扫描时,采集多个二维(2D)超声图像,该心动源具有多个心动相位,其中采集多个2D超声图像包括使用具有3D电子操控的换能器,配置(i)用于电子化操控超声束以便采集2D超声图像和(ii)用于横穿成像体的扫描该2D成像平面。此方法进一步包括与多个2D超声图像采集并行地,从稳态超声束中采集数据,其中采集稳态超声束数据进一步包括使用矩阵换能器,其中具有3D电子操控的换能器进一步配置用于(iii)使2D超声图像的采集与稳态超声束数据的采集交替进行。另外,稳态超声束数据被分析以便从稳态超声束数据中导出心动相位。而且,作为导出的心动相位的函数,2D超声图像被重新排列,用于3D处理。

[0030] 在前述的段落中的实施方案中,采集稳态超声束数据能包括 M 模式采集,多普勒模式采集,或对于特殊超声成像应用设计的采集中一个或多个。另外,在另一种实施方案中,该分析包括执行稳态超声束数据的时间空间相关成像 (STIC) 分析。还有,在另一实施方案中同样的稳态超声束被并行地用于所有 2D 成像平面以便使得能够对于多个 2D 超声图像一致的导出心动相位。而且,此稳态超声束被可选择地定位用于获得最佳信号,从而改善用于多个 2D 超声图像的心动相位的导出。

[0031] 图 3 是说明根据当前公开的另一实施方案的 3D 超声成像方法的流程图,一般用参考数字 50 指示。此方法从步骤 52 开始,其中由系统操作者采取的初始动作用于建立为所需成像体的 3D 超声图像采集而准备的超声成像设备。在步骤 54,此方法包括当 2D 成像平面被横穿成像体扫描时,采集多个二维 (2D) 超声图像。在步骤 56,与采集多个 2D 超声图像并行地,此方法包括从稳态超声束采集数据。在步骤 58,稳态超声束数据被分析以便从稳态超声束数据中导出参数。在一种实施方案中,参数包括心动相位。在步骤 60,此方法包括作为导出参数的函数,重新排列 2D 超声图像用于 3D 处理。可以适当地被用于特别的 3D 超声成像应用的另外的处理连续和 / 或与步骤 62 一起发生。

[0032] 除了上面的情况之外,当前公开的实施方案还包括计算机软件或计算机程序产品。计算机程序产品包括带有一套可被计算机执行用于实施此处说明和讨论的 3D 超声成像方法的指令的计算机可读媒质。该计算机可读媒质能包括任何适合的用于给定超声成像系统应用的计算机可读媒质。还有,此计算机可读媒质可包括网络通讯媒质。网络通讯媒质的例子包括例如企业内联网,互联网,或外联网。在一种实施方案中,控制单元 12 能包括计算机。

[0033] 尽管在上面仅仅很少典型的实施方案被详细说明,在没有本质上偏离当前公开的实施方案中的新的教导和优点时,本领域技术人员将容易理解在典型实施方案中许多可行的修改。例如,当前公开的实施方案可被用于 3D 超声成像,例如 3D 胎心超声成像。相应地,所有这样的修改都被意图包括在如下面的权利要求书中定义的公开内容的实施方案的范围内。在权利要求书中,装置加功能术语意图覆盖执行所述的功能的此处说明的结构,并且不仅是构造性等价物,而且还有等价的结构。

[0034] 另外任何在一个或多个权利要求中的放置在括号中的参考符号不用于解释作为权利要求的限制。词“包括 (comprising)”和“包括 (comprises)”等等不排斥存在不同于任何权利要求中或整体说明中的元件或步骤。一种元件的单数引用不排斥存在多个这种元件,并且反之亦然。实施方案中的一个或多个可以借助包括几个不同元件的硬件,和 / 或借助适当编程的计算机实现。在列举几个装置的设备权利要求中,这几个装置可以集成在一起成为同一项硬件。仅仅某些措施在互相不同的从属权利要求中被阐述的事实不表示这些措施的组合不能被有利地使用。

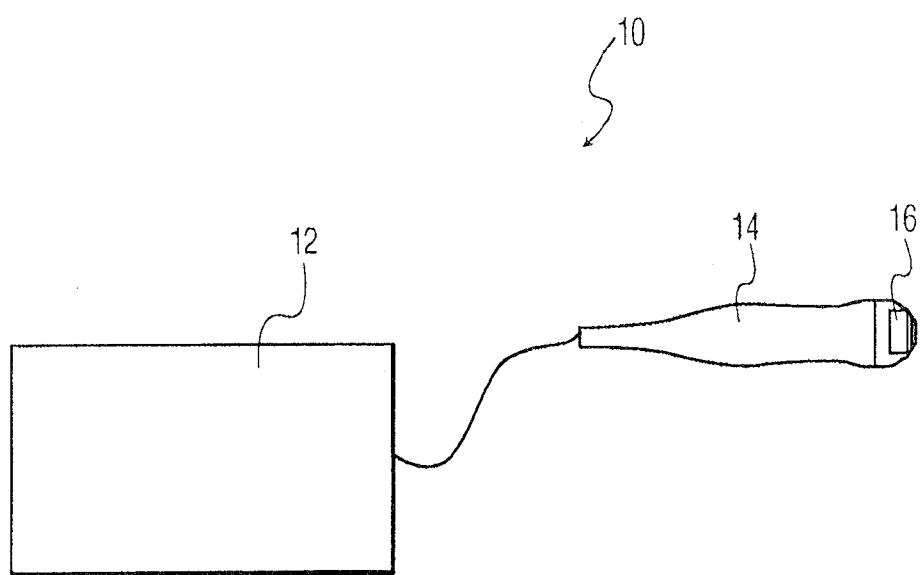


图 1

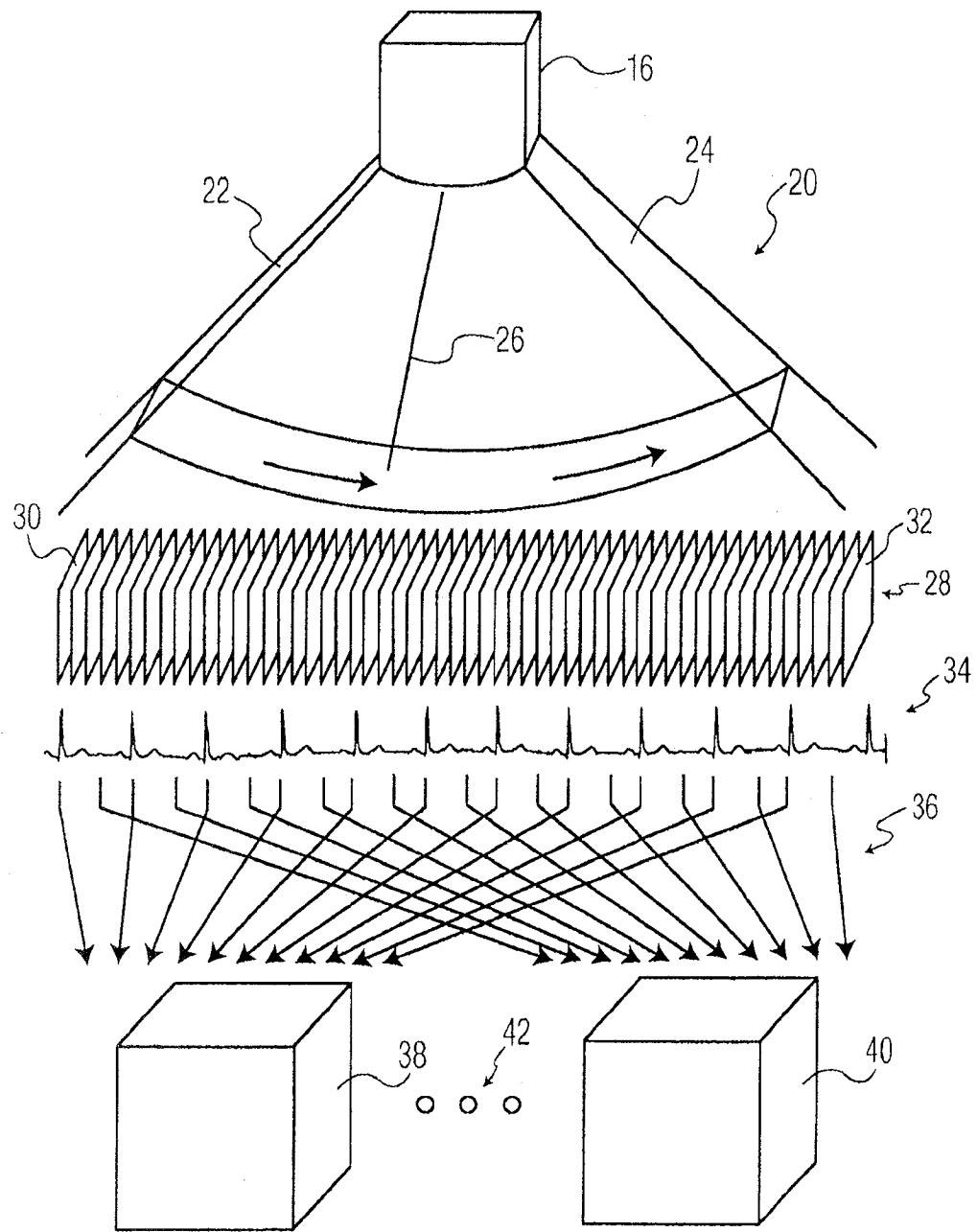


图 2

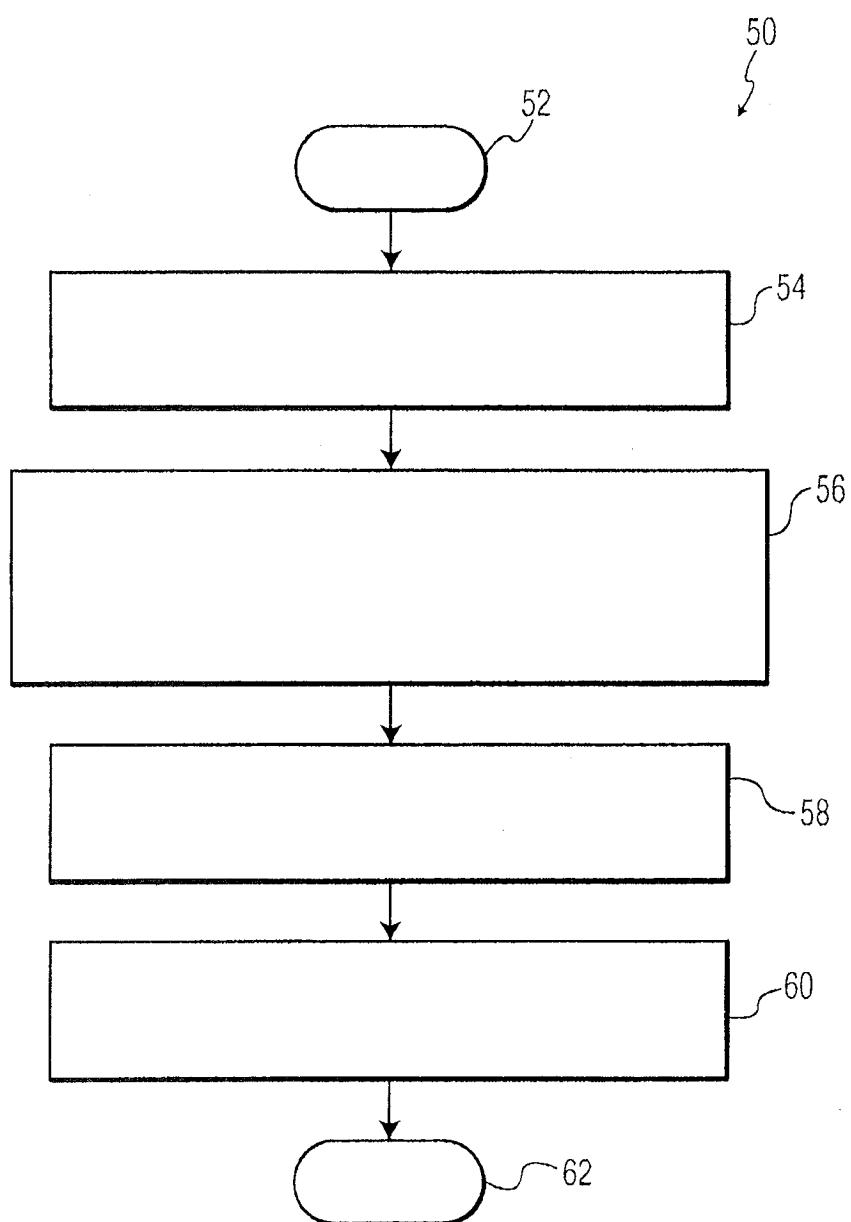


图 3

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 使用稳态束来估计参数的用于三维超声成像的方法和仪器   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN101203184B</a>  | 公开(公告)日 | 2010-09-08 |
| 申请号            | CN200680022349.9  | 申请日     | 2006-06-15 |
| [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         | DS谢里尔   |         |            |
| 发明人            | D·S·谢里尔   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/14  |         |            |
| CPC分类号         | G01S15/8979 A61B8/14 A61B2562/0204 A61B8/483 A61B8/0883 A61B2562/046 G01S7/52088<br>G01S15/8993 |         |            |
| 代理人(译)         | 李亚非   |         |            |
| 优先权            | 60/693469 2005-06-23 US   |         |            |
| 其他公开文献         | <a href="#">CN101203184A</a>  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>  |         |            |

#### 摘要(译)

一种三维(3D)超声成像方法包括作为时间的函数采集代表成像体的超声数据，从中能获得多个二维超声图像，(28)，和与代表成像体的数据采集并行地，从稳态超声束(26)中采集数据。该稳态超声束数据被分析以便从稳态超声束数据中导出一种参数(34)。该方法进一步包括作为该导出参数的函数，对由重新排列(36)从所采集的超声数据中获得的多个2D超声图像，用于3D处理。在一种实施方案中，从稳态超声束采集数据包括M模式采集，多普勒模式采集，或为特定超声成像应用设计的采集中的一个或多个。优选地，此方法被用于三维胎心成像。

