



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102166123 A

(43) 申请公布日 2011.08.31

(21) 申请号 201110044312.9

(22) 申请日 2011.02.24

(30) 优先权数据

12/712593 2010.02.25 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 S·达塔 S·斯里尼瓦桑 C·杜翁

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 张涛 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006.01)

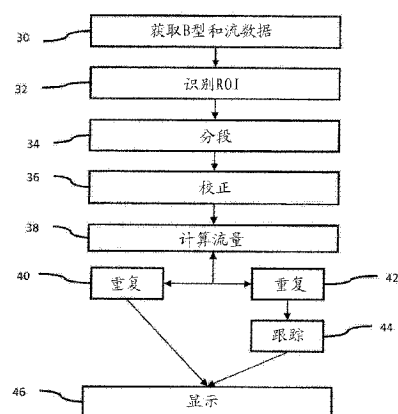
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于超声诊断成像的体积定量

(57) 摘要

本发明涉及用于超声诊断成像的体积定量。在医疗诊断超声中提供体积定量(38)。通过在没有编结的情况下获取(30)B型和彩色流数据二者或者以1秒几十个体积的方式实时地进行获取(30),可以提供更可靠的定量(38)。使用体积中的多个感兴趣区域,可以考虑到更精确和/或完整的流信息,诸如对来自相同结构中的不同位置的流求平均(例如使用质量守恒来获取相同流多个测量)。



1. 一种用于医疗诊断超声中的体积定量的方法,该方法包括:
在基本上相同的时间获取(30)表示患者体积的B型和流超声数据;
在体积中识别(32)至少两个感兴趣区域,所述至少两个感兴趣区域是流区域,所述识别(32)与B型数据、流数据或B型和流数据二者有关;以及
与所述至少两个感兴趣区域的流超声数据有关地计算出(38)流量。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述至少两个感兴趣区域之一是与心脏瓣膜相邻的圆锥形区域。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中获取(30)包括:以至少10每秒的体积帧速率进行获取(30),包括针对B型和流超声数据二者的扫描。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(38)包括:在与获取(30)相同的心动周期期间进行计算(38)。
5. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:重复获取(30)和计算(38)并且在获取(30)期间显示流量与时间关系的图。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(38)流量包括:在与获取(30)相同的感兴趣的生理相关时间段内计算(38)近端等速表面面积。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中识别(32)包括:将所述至少两个感兴趣区域识别为空间上不同的,使得所述至少两个感兴趣区域中的第一个中的体积中的第一位置未处于所述至少两个感兴趣区域中的第二个中,并且使得第二感兴趣区域中的体积中的第二位置未处于第一感兴趣区域中。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中第一和第二感兴趣区域没有重叠。
9. 根据权利要求7所述的方法,其中第一和第二感兴趣区域包括与不同速度相关联的不同区域,并且计算(38)包括:关于不同速度处的相同流结构的等速表面来计算(38)流量并且对从等速表面中所计算出的值求平均。
10. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
对所述至少两个感兴趣区域的流和解剖信息进行分段(34)。
11. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
在计算(38)以前对流超声数据进行校正(36)。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中校正(36)包括:速度角度校正、速度混叠校正、壁滤波器截止补偿、或它们的组合。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(38)包括:计算(38)有效回流口面积。
14. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:重复获取(30),并且通过B型数据、流超声数据或者B型和流超声数据二者的序列来跟踪所述至少两个感兴趣区域;
其中计算(38)包括:计算(38)作为表示心动周期内的流的时间流参数的流量。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(38)流量包括:在与获取(30)相同的感兴趣的生理时间段内计算(38)表面或者体积积分。
16. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(38)流量包括:在与获取(30)相同的感兴趣的生理相关时间段内从等表面面积或者子体积中计算(38)流统计。
17. 一种计算机可读存储介质,具有存储在其中的表示指令的数据,所述指令能够被经过编程的处理器执行以用于医疗诊断超声中的体积定量,所述存储介质包括用于如下各

项的指令：

在第一心动周期中的第一时间接收表示体积的 B 型数据和流数据；

从所述 B 型数据中识别 (32) 感兴趣的体积区域；

从所述感兴趣的体积区域中对流结构进行分段 (34)；

根据所述流结构的流数据计算第一感兴趣区域；

改进 (36) 第一感兴趣区域的流数据；以及

根据第一感兴趣区域的经过改进的流数据计算 (38) 流量，所述计算 (38) 在第一心动周期期间进行。

18. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质，其中计算 (38) 流量 (38) 包括：计算 (38) 周长、面积、或者近端等速表面面积的速度面积积分。

19. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质，其中流数据包括速度估计，并且其中改进 (36) 包括对速度估计进行去混叠、对速度估计进行角度校正、或者移动感兴趣的体积区域。

20. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质，其中识别 (32) 包括：识别 (32) 与心脏瓣膜或者心壁口相邻的圆锥形感兴趣区域。

21. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质，进一步包括：在第一心动周期期间多次重复 (40) 所述接收和计算 (38)，并且输出整个第一心动周期内的流量与时间关系的图。

22. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质，进一步包括：在第一心动周期期间作为序列多次重复 (42) 所述接收，并且其中计算 (38) 包括：与在整个序列内的感兴趣区域的流数据有关地计算 (38) 时间流参数。

23. 根据权利要求 17 所述的计算机可读存储介质，进一步包括：识别 (32) 与该感兴趣的体积区域在空间上不同的另一感兴趣的体积区域，并且其中计算 (38) 包括：与该感兴趣的体积区域和该另一感兴趣的体积区域的流数据有关地进行计算 (38)。

用于超声诊断成像的体积定量

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗诊断超声。具体来说,提供定量以用于三维或四维超声诊断成像。

背景技术

[0002] 表示心脏或其他感兴趣器官的彩色多普勒数据可以提供有用的流信息。例如,瓣膜回流是发病和死亡的重要原因。多普勒超声心动图是评估回流严重程度的无创技术。已经使用彩色多普勒、脉冲波(PW)和连续波(CW)多普勒为二维超声心动图开发出若干指标。可以通过对来自二维图像的人工分段彩色数据进行建模来预测体积流。这些二维方法受到在平面内进行的测量的限制,因此依赖于近似。

[0003] 为了获取体积流信息,在多个心动周期上获取数据并且该数据被编结在一起以形成所期望的视场。编结式获取可能遭受由于尤其是具有心律紊乱的患者的逐搏的流的改变所引起的不精确性。即使由于空间变化或周期性变化所导致的不精确性是轻微的,各种误差源仍然可导致不精确的定量。

发明内容

[0004] 作为引言,下面所描述的优选实施例包括用于医疗诊断超声中的体积定量的方法、系统、计算机可读介质和指令。通过在没有编结的情况下或者通常以 1 秒几十个体积的方式实时地获取 B 型和体积彩色流数据(例如全体积)二者,更可靠的定量可以被提供。使用体积内的多个感兴趣区域,可以考虑到更同步、精确和 / 或完整的流信息,诸如对来自相同结构中的不同位置的流求平均(例如使用质量守恒来获取相同流的多个测量)或者使用来自一个或多个空间上不同位置的流信息来校正该位置处的流。

[0005] 在第一方面中,提供一种用于医疗诊断超声中的体积定量的方法。表示患者体积的 B 型和流超声数据在基本上相同的时刻被获取。至少两个感兴趣区域在该体积中被识别。所述感兴趣区域是流区域(例如射流、流道、流面或者管腔),并且该识别与 B 型和 / 或流数据有关。多模态数据可以被用于补充识别。流量与所述至少两个感兴趣区域的流超声数据有关地被计算出。

[0006] 在第二方面中,一种计算机可读存储介质具有存储在其中的表示指令的数据,所述指令可以被经过编程的处理器执行以用于医疗诊断超声中的体积定量。该存储介质包括如下指令:所述指令用于在第一心动周期中的第一时间接收表示体积的 B 型数据和流数据;从 B 型和 / 或流数据中识别感兴趣的体积区域;从感兴趣的体积区域中对流结构进行分段;从流结构的流数据中计算片段(例如近端等速表面面积);改进所述片段(例如近端等速表面)的流数据;以及从所述流片段的经过改进的流数据中计算流量或一个或多个参数,所述计算在第一心动周期期间进行。

[0007] 本发明通过下面的权利要求来限定,并且本节中的任何部分不应被视为对这些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的另外的方面和优点。

附图说明

[0008] 部件和图不一定是按照比例的,而是着重于示出本发明的原理。此外在图中,相同的附图标记指代贯穿不同视图的相应部分。

[0009] 图 1 是用于体积定量的方法的一个实施例的流程图。

[0010] 图 2 示出具有多个感兴趣区域的心脏的示例性医疗诊断超声图像。

[0011] 图 3 示出与近端等速表面面积的提取相关联的示例性医疗诊断超声图像,该近端等速表面面积与感兴趣区域相关联。

[0012] 图 4 示出具有基于 B 型和彩色多普勒信息二者的分段信息的示例性医疗诊断图像。

[0013] 图 5 是示出流量与时间的关系的一个示例的图。

[0014] 图 6 是用于体积定量的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0015] 自动工具根据体积彩色多普勒数据进行精确地定量。同时在若干感兴趣区域上所获取的实时体积 B 型和彩色多普勒数据可以增加精确度。实时体积 B 型和彩色多普勒数据提供时间上精确的几何和取向识别。解剖界标——诸如瓣膜和流出道——利用自动流分段来识别。流可以随后被校正,并且体积流可以针对若干感兴趣区域被定量。频谱多普勒数据可以用于对色彩进行去混叠。流数据可以基于流数据的位置、几何形状以及取向被校正。基于分段解剖结构,可以对获取进行适配以改善成像以及定量。

[0016] 通过获取实时体积 B 型和流数据以及使用多个感兴趣流区域进行定量,获得体积流定量,该体积流定量可以包括校正或其他精确度改进。所述多个感兴趣流区域可以是空间上不同的位置、取向、平面或者表面。定量可以基本上同时被执行以用于实时监测和显示,或者可以对考虑到处理延迟的预先获取的数据执行,以在数据被获取时——诸如在相同心动周期期间或者在完成获取的一或两秒内——根据数据进行计算。

[0017] 彩色流的改进体积表示可以减少扫描时间并且改善用于彩色流成像的工作流程。使用彩色流信息对图像表面的自动识别可以有助于自动计算、临床标志识别、以及精确的解剖表示。

[0018] 图 1 示出用于医疗诊断超声中的体积定量的方法。该方法由图 6 的系统 10 或不同的系统来执行。图 1 的动作以所示的顺序或不同的顺序执行。可以使用附加于图 1 所示动作的、与图 1 所示动作不同的、或者比图 1 所示动作更少的动作。例如,动作 30、32 和 38 在没有任何其他动作的情况下被执行。作为另一示例,动作 40 在没有动作 42 和 44 的情况下被执行,或者反之亦然。下面所描述的图 1 的动作可以以不同的方式来实施。下面提供至少一个示例性实施例,但是其他实施例是可能的。

[0019] 在动作 30 中,获取 B 型和流超声数据。B 型数据表示强度。流数据表示对速度、能量(例如功率)和 / 或方差的估计。在一个实施例中,至少对速度和能量进行估计。数据通过扫描或者从存储器中被获取。数据通过扫描或者通过传输被接收。在一个实施例中,数据在实时扫描期间或者在扫描发生时被获取。

[0020] 超声数据表示患者的体积。该体积沿着不同平面或者该体积内的扫描线的其他分布被扫描。所扫描的体积是诸如患者的对象的内部。对体积的扫描提供表示体积——诸如

表示对象(例如患者或心脏)中的多个不同平面——的数据。表示体积的数据根据对对象的空间采样形成。空间采样所针对的是分布在体积中的声学采样网格中的位置。在声学采样网格包括采样的平面布置的情况下,对象的空间采样包括多个平面或切片的采样。

[0021] 沿着一个或多个扫描线的空间采样被接收。在传送波束声穿透仅仅一个接收扫描线的情况下,则沿着该扫描线的采样被接收。在传送波束声穿透多个扫描线的情况下,则沿着所述多个扫描线的采样被接收。例如,响应于一个宽传送波束沿着至少 30 个不同的接收线执行接收波束形成。为了生成不同接收波束的采样,执行并行接收波束形成,使得同时对不同的接收波束进行采样。例如,系统可能能够并行地形成几十或几百个接收波束。可替代地,从元件所接收的信号被存储并且被相继处理。

[0022] 响应于一个传送波束和 / 或响应于相继的传送波束,空间采样针对多个接收线被获取。使用宽波束传送,多个薄切片的空间采样可以使用动态接收聚焦(例如延迟和 / 或相位调整和求和)被同时形成。可替代地,可以使用傅里叶或其他处理来形成空间采样。

[0023] 该扫描可以被执行多次。重复这些动作以相继地扫描视场的不同部分。可替代地,执行一次获取整个视场的数据。

[0024] 在不同时间对完整体积进行扫描。在不同时间的扫描获取与流相关联的空间采样。可以使用任何现在已知或者后来开发的脉冲序列。沿着每个扫描线提供至少两个(流采样计数)传送的序列。可以使用任何脉冲重复频率、集合 / 流采样计数以及脉冲重复间隔。对序列的传送的回波响应被用于估计在给定时间的速度、能量(功率)和 / 或方差。沿着一个(或多个)线的传送可以与沿着其他一个(或多个)线的传送交织。在交织或没有交织的情况下,使用来自不同时间的传送来获取对于给定时间的空间采样。来自不同扫描线的估计可以被相继地获取,但是所述获取足够迅速使得从用户角度来看表示相同时间。执行多个扫描以获取不同时间的估计。

[0025] 所接收的空间采样可以被壁滤波 / 杂波滤波。杂波滤波是对脉冲序列中的信号进行的,以用于估计在给定时间的运动。给定信号可以被用于表示不同时间的估计,诸如与移动窗相关联的时间以用于杂波滤波和估计。不同的滤波器输出被用于估计位置在不同时间的运动。

[0026] 从空间采样中生成流数据。任何流数据都可以被生成,诸如速度、能量(功率)和 / 或方差。可以使用多普勒处理,诸如自相关。在其他实施例中,可以使用时间相关。可以使用另一处理来估计流数据。根据在不同时间所获取的空间采样来对彩色多普勒参数值(例如速度、能量或方差值)进行估计。色彩被用于与频谱多普勒成像相区分,其中对针对距离门的功率谱进行估计。在不同时间相同位置的两个采样之间的频率改变指示速度。两个以上采样的序列可以被用于估计彩色多普勒参数值。针对所接收信号的不同分组——诸如完全分开或独立分组或重叠分组——形成估计。每个分组的估计表示在给定时间的空间位置。可以获取多帧流数据以表示在不同时间的体积。

[0027] 针对体积中的空间位置执行估计。例如,根据响应于扫描的回波来估计不同平面的速度。

[0028] 可以对估计进行阈值处理。阈值被应用于速度。例如,应用低速度阈值。低于该阈值的速度被除去或者被设置成另一值,诸如 0。作为另一示例,在能量低于阈值的情况下,相同空间位置的速度值被除去或者被设置成另一值,诸如 0。可替代地,在没有阈值处理的

情况下使用所估计的速度。

[0029] 也获取有 B 型数据。执行用于流数据估计的扫描之一或者不同的扫描。针对不同的空间位置探测回波的强度。

[0030] 对于体积,一些空间位置由 B 型数据来表示,并且其他位置由流数据来表示。执行阈值处理或其他处理以避免位置由 B 型和流数据二者来表示。可替代地,一个或多个位置可以具有 B 型和流数据二者的值。尽管两种类型的数据一起表示体积,但是不同类型的数据可以被分开存储和 / 或处理或者被合并到表示体积的一个集合中。

[0031] 通过使用宽波束传送以及沿着多个扫描线进行接收或者以其他方式对于每次传送获取大的子体积或整个体积的数据,更快速的扫描被提供。更快速的扫描可以允许实时获取 B 型和彩色多普勒估计。例如,以每秒至少 10 次对体积进行扫描。在一个实施例中,体积速率是每秒 20、25 或其他数目的体积。每次体积扫描都与获取 B 型和多普勒数据二者相关联。不同类型的数据在基本上相同时间被获取。随后允许不同传送的交织和 / 或接收对不同类型数据的处理。例如,每个心动周期获取 10 个或更多体积的数据,其中每个体积包括表示心动周期的大体上相同部分(例如在彼此心动周期的 1/10 内)的 B 型和速度数据。在可替代的实施例中,B 型数据的获取速率大于或小于彩色流数据的获取速率。

[0032] 在动作 32 中,从数据中识别感兴趣的体积区域。感兴趣的区域是感兴趣的组织或流区域。例如,B 型数据被用于识别组织结构,诸如瓣膜或心壁。感兴趣的区域被定位为处于组织结构之上、与组织结构相邻或与组织结构有关的位置处。例如,瓣膜被定位。与瓣膜间隔开以覆盖射流区域的感兴趣流区域基于瓣膜的位置被识别。流区域可以包括射流、流道、流面或者管腔。由于流和 B 型数据在基本上相同的时间被获取,因此数据在空间上被配准并且一种类型的数据可以被用于确定与另一种类型的数据相关联的区域。可替代地,在没有 B 型信息的情况下从流数据中识别出感兴趣的体积区域,诸如识别射流区域、射流取向或湍流。

[0033] 该识别是人工的、半自动的或者自动的。用户可以对感兴趣区域进行定位、确定尺寸以及定向。处理器可以应用任何算法来确定感兴趣区域,诸如基于知识的模型、模板匹配、基于梯度的边缘探测、基于梯度的流探测、或者其他现在已知或者后来开发的组织或流探测。对于半自动的识别,用户可以指示组织结构位置、边缘点、或者由处理器用于确定感兴趣区域的位置、取向和尺寸的其他信息。

[0034] 可以识别一个以上的感兴趣体积区域。在相同体积中识别感兴趣区域。例如,识别出两个感兴趣流区域。流区域可以是这样的,即流在一个区域中为精确的并且被用于对另一区域中的流进行去混叠。感兴趣流区域与质量守恒相关联,诸如是相同血管、心室或其他流结构的一部分。在一个实施例中,与瓣膜的射流相关联的感兴趣区域被识别,并且与流出道相关联的感兴趣区域被识别。来自一个区域的瞬时流可以被用于在基于但不限于对心腔相对于先前时刻的总体积改变的计算的情况下校正另一感兴趣区域中的流。例如,图 2 示出在体积的三维渲染中所定位的两个感兴趣区域。上面中间的图像是对 A4C 视图的平面重建。左上方的图像是从 A4C 视图的顶端向下看。右上方的图像是基本上与 A4C 视图正交的 A2C 视图。对于三维渲染,大约 1/2 体积被遮蔽,使得渲染是体积的一半,其中 A4C 平面作为正面与查看方向正交。感兴趣区域识别左心室流出道(LVOT)和二尖瓣环。与其他结构相关联的流区域可以被识别。

[0035] 感兴趣区域在空间上是不同的。对于重叠的或者对于空间上完全不同的感兴趣区域,一个感兴趣区域中的一些位置不处于另一感兴趣区域中并且该另一感兴趣区域的一些位置不处于该一个感兴趣区域中。图 1 示出作为完全不同或者没有任何重叠的感兴趣区域。

[0036] 在其他实施例中,不同的感兴趣区域与相同的组织或流结构相关联。例如,相同射流中的两个不同区域被识别。作为另一示例,与不同速度、但与相同流区域相关联的两个不同的表面被识别。在又一个示例中,组织结构——诸如瓣膜——的相对侧的两个流区域被识别。感兴趣区域可处于相同流道中以提供在不同位置处对相同流的多个测量。这些区域可以充当附加测量——诸如PW测量——的位置,并且这些区域的相对于流解剖的已知空间位置和取向可被用于校正流估计。定位可以允许在湍流引导区域之后的诸如沿着弯曲结构的测量。曲率可以随时间改变,使得在不同时间,一个测量比另一测量更精确并且反之亦然。

[0037] 感兴趣区域具有任意期望形状。例如,使用球体、立方体、平面、三维表面或者其他形状。在一个实施例中,使用圆锥形。圆锥形状的狭窄部分处于较狭窄的流区域处,诸如与瓣膜、管口或者心壁中的孔相邻。圆锥形状的较宽部分被间隔开以更好地覆盖由湍流引起的分散流。该形状可以是有向的。通过基于流——诸如流方向——对感兴趣区域进行定向,轴向速度可以被角度校正。

[0038] 感兴趣区域在一个体积或时刻内被识别。对于序列中的其他体积,该区域可以被独立地识别或者基于先前的位置(例如对该区域的跟踪)被识别。

[0039] 在动作 34 中,对一个或多个感兴趣区域中的流和解剖信息进行分段。在流被定量的情况下,该分段可以除去来自组织的信息。根据感兴趣的体积对流结构进行分段。在每个感兴趣区域中,解剖和流结构——诸如流道、B 型壁、瓣膜、射流和流轮廓——被分段。

[0040] 该分段是人工的、半自动的或者自动的。用户可以人工地指示流和 / 或组织的位置。处理器可以应用任何算法进行分段,诸如基于知识的模型、模板匹配、基于梯度的边缘探测、基于梯度的流探测、或者其他现在已知或者后来开发的组织或流探测。例如,使用阈值过程来确定是否有在组合 B 型和彩色多普勒图像时存在足够的流。对 B 型、速度、能量和 / 或其他信息进行阈值处理。具有大的 B 型或小的速度和 / 或能量的位置被指示为组织。具有小的 B 型或足够的速度和 / 或能量的位置被指示为流。在一个实施例中,感兴趣区域的数据被低通滤波。经过滤波的 B 型数据的梯度被用于确定组织边界。边界将组织与流结构分隔开。可以使用其他边缘探测,诸如流数据的梯度,以更好地隔离感兴趣的流。可以使用二者的组合。

[0041] 在一个实施例中,动作 34 的分段从感兴趣区域的流部分的子集中确定特定的流结构。例如,从流结构的流数据中计算出近端等速表面面积(PISA)的位置。图 2 表示一个感兴趣区域的 PISA 的示例性分段。PISA 是三维等速轮廓。该轮廓是跨越流区域具有相同或相似速度的表面。该表面可以被空间滤波。图 2 中的 PISA 表面所针对的是具有二尖瓣回流的患者。PISA 可以被显示或者在不显示的情况下被使用。

[0042] 任何速度都可以被使用,并且一个以上的表面可以通过使用相同射流上的多个速度而被确定。在其他实施例中,多个这样的表面可以被同时用在一个以上的瓣膜和空间上不同的位置上。该分段可以针对多个混叠速度执行。通过使用一个以上的分段,多个感兴

趣流区域被识别为相同或不同的较大感兴趣区域中的 PISA。所述多个流区域可以被用于确定对量或参数的更精确的评估,诸如作为多个自动测量的平均值所做出的全面 EROA 计算。

[0043] 速度数据可以在分段以前被低通滤波。速度的范围可以用于确定具有深度的表面。

[0044] 在动作 36 中,可以对与分段流区域和 / 或感兴趣的体积相关联的流超声数据进行校正。校正包括数据的改变和 / 或验证,其中缺乏验证导致通过重新获取进行的校正。校正在计算量之前进行。在分段以后,校正以所示顺序进行。在其他实施例中,校正在动作 32 的识别以前进行或者在识别以后但在动作 34 的分段以前进行。在另外的实施例中,替代于在计算量以前的校正或者除了在计算量以前的校正之外,对在动作 38 中所确定的量执行校正。

[0045] 可以通过抗混叠对速度数据进行改进。可以使用任何抗混叠方式。例如,执行 CW 或 PW 测量以确定最大速度。门位置被人工或自动地设置。对于自动设置而言,门被定位在分段流中的最大速度的位置处。处于最大速度尺度附近但是小于 PW 或 CW 最大速度的与大梯度相关联的速度可以被去混叠。

[0046] 速度数据可以通过角度校正被改进。感兴趣区域和 / 或分段流数据的位置可以指示流方向。可以增加轴向速度以考虑到扫描线与实际流方向之间的角度差。

[0047] 可以将流数据与模板或阈值相比较。例如,平均速度被确定。如果足够反常,则感兴趣区域可以被重新定位以尝试更好地隔离感兴趣流。可替代地,在以前的时间从体积(例如紧接着在前面的体积或者来自心动周期的相同阶段的体积)中所确定的区域可以被用作替换物。

[0048] 在一个实施例中,执行多个校正。例如,近端等速表面的流数据被改进。速度估计被去混叠并且在速度数据指示符号的突变或者以逐体素或成组体素为基础的流缺乏的情况下角度在感兴趣的体积区域中被校正。等速表面或截面流的模型可被用于辅助以逐体素为基础的校正。基于 PW 流估计以及对任意截面或 PISA 的多个流估计来校正速度估计。可以使用去混叠、角度校正、雷诺数的计算、速度插值和 / 或基于针对雷诺数所估计的预期分布的校正。例如,雷诺数可以指示不足或过多的湍流。根据流面积(例如直径)、流速度、血液粘度、血液密度来确定雷诺数。雷诺数可被用于选择将被用于计算的模型。

[0049] 在另一实施例中,近端等速表面通过针对多个设定确定这样的表面而被改进。在用于限定表面的速度足够低的情况下,流区域可能丢失并且表面被丢弃。对于其他表面,可以使用平均面积。该面积可以对于相同的、但具有不同速度的流结构是相似的。使用平均面积,可以获得对有效回流口面积(EROA)的更鲁棒的估计。

[0050] 在另一实施例中,在解剖相关的感兴趣时间段(诸如心动周期)内计算对流参数(诸如速度)的体积积分。解剖相关的感兴趣时间段可以是心动周期、呼吸周期、流入、流出或其他时间段。

[0051] 在另一实施例中,流统计——诸如平均值或最大值或方差或空间和时间梯度——在解剖相关的感兴趣时间段(如心动周期)内从体积内或诸如等速或等能量的等表面面积中被计算出来。

[0052] 在动作 38 中,对量进行计算。该量是流量、组织量或者其他类型的值,诸如 EROA。量从流超声数据、B 型数据、频谱多普勒数据(CW 或 PW)、其他类型的数据或它们的组合中被

计算出来。

[0053] 量针对给定的时间被确定,诸如与体积相关联。该时间可以是心动周期中的任何点或者心动周期中的特定点(例如舒张或收缩时的体积)。相同的量可以被计算多次,诸如在不同心动周期或相同心动周期中的不同时间被计算。结果可以以分开、组合(例如求平均)、经过滤波、或者以其他方式经过处理的形式被保存。在可替代的实施例,量从在不同时间的数据中被计算出来,诸如通过确定在两个不同时间的两个体积之间的差计算出来。量可以在一个或多个心动周期上被计算出来。

[0054] 在实时实施方式中,至少一个量在与动作 30 的获取相同的心动周期期间被计算出来。在获取体积之后进行完整的心动周期以前,量被计算出来。该计算在心动周期期间进行。可以提供更大或更小的延迟。该计算在获取期间进行,即使未在心动周期内。该计算是正在进行的诊断检查或扫描会话的一部分。在可替代的实施例,针对在不同的小时、日期或其他时间期间——诸如在检查或扫描会话之后的审查会话期间——所获取的数据执行该计算。

[0055] 量从一个或多个感兴趣区域的数据中被计算出来。可以为每个感兴趣区域计算相同或不同的量。计算可以是独立的,诸如一个感兴趣区域的数据和 / 或量未被使用、或者计算量时的因子用于另一感兴趣区域。

[0056] 在一个实施例中,来自不同感兴趣区域的量被相关联。从两个或更多感兴趣区域的信息中确定出量。该量与来自一个以上感兴趣区域的数据、量或其他导出信息有关,或者是来自一个以上感兴趣区域的数据、量或其他导出信息的组合。

[0057] 对于流量,多个感兴趣区域可以基于保持质量守恒而被组合使用。流可以沿着流道、诸如血管或心室。通过对不同位置处的感兴趣区域进行定位,所述位置之间的流的关系可以被确定。相同的量可以在不同的位置处被计算出来并且在量应当相同的情况下被求平均。这可以提供比使用一个区域更鲁棒或更精确的估计。在一个示例中,感兴趣区域处于多个截面平面或射流中的表面(例如对应于相同射流或出流中的不同 PISA 的多个区域)处。在另一示例中,区域处于被改变的区域分隔开的两个位置处,诸如一个处于瓣膜处而另一个处于流出道处、处于血管的弯曲部的相对侧、处于沿着血管的不同位置处、或者处于心室的不同瓣膜或位置处。

[0058] 通过对同时在两个不同位置(例如 LVOT 和二尖瓣回流(MR))处进行的流使用质量守恒,可以使用校正而不是仅仅使用求平均。心室在收缩期间的净体积的改变在 LVOT 与 MR 之间划分流。流同时在两个不同位置处被校正。两个区域之间的角度随时间改变,因此可以基于相关感兴趣区域的改变的取向和扫描线方向对一个感兴趣区域的数据执行流的角度校正。

[0059] 质量守恒可以用于沿着任何任意表面——诸如解剖结构或者仅仅流结构(PISA)——的流。使用 ROI (PISA,其为流结构)和 LVOT (其为解剖结构)的流估计的组合可被用于瞬时流估计和校正。

[0060] 瞬时流估计可以对流结构(PISA)执行,并且可以被用于校正 / 估计单独的下行流 ROI 中、诸如射流中的流。

[0061] 量可以是 PW 估计。通过在血管分叉或其他分支处设置感兴趣区域,流的取向可以被跟踪以用于对 PW 估计进行角度校正。主分支中的流可以根据分叉中的流总和来确定。

[0062] 可以计算任何量,诸如最大速度、最小速度、平均速度、面积、体积或其他值。在一个实施例中,计算近端等速表面面积。从动作 36 所输出的经过校正的流数据被用于确定 PISA。最大值、最小值、平均值、面积、周长、速度面积积分或者其他与 PISA 有关的值被确定。这些量指示感兴趣的解剖结构或流结构中的任何截面中的流。可以对随时间改变的速度面积进行积分。在一个实施例中,三维形式的流被定量为有效回流口面积(EROA)。EROA 是 PISA 的表面面积乘以混叠速度并且除以峰值速度。峰值速度可以根据多普勒估计或者根据 CW 或 PW (频谱多普勒) 分析来确定。

[0063] 与 PISA 有关的量可以在不同的感兴趣区域处、诸如在相同流结构的不同混叠速度处被计算出来。PISA 表面由速度来限定。通过确定不同速度的不同 PISA,不同速度的感兴趣截面区域被使用。来自多个区域的结果可以被求平均。

[0064] 所述结果可以用图像来显示。例如,图 4 示出基于三维 B 型和彩色多普勒数据的分段。在瓣膜接合线之下示出静脉收缩位置和取向。在体积渲染图像中示出静脉收缩的面积和周长。与流有关的参数被计算出来并且利用对流解剖(例如在这种情况下为静脉收缩截面)的位置和取向进行可视化来显示。

[0065] 在动作 40 中,重复动作 30 的获取。体积序列、诸如一个或多个心动周期内的体积被获取。动作 38 的量计算可以使用来自不同时间的数据以对量进行确定。在一个实施例中,表示心动周期内或者部分心动周期内的流的时间流参数被计算出来。时间流参数与整个序列内的感兴趣区域的流数据有关地被计算出来。示例性的时间流参数包括来自时间序列的每搏体积、回流体积或者流速度。

[0066] 在动作 42 中,重复动作 30 的获取和动作 38 的计算。例如,在同一心动周期中进行多次重复。体积的序列被获取。相同的量被计算不同次数,诸如针对每个体积、在周期的一部分或整个周期内进行计算。

[0067] 可以假设感兴趣区域处于相同位置。可替代地,动作 32、34 和 36 也可以被重复。在另一替代方案中,在动作 44 中执行跟踪。一个或多个感兴趣区域被贯穿整个序列地进行跟踪。类似的计算可被用于确定其他体积中的感兴趣区域的最合适的位置和取向。执行相关、绝对差的最小和或者其他类似的计算。B 型数据被用于跟踪。可替代地,使用流数据。可以使用 B 型和流数据二者,诸如利用二者进行跟踪以及对位置求平均。针对来自所跟踪的感兴趣区域的每个体积来计算量。

[0068] 在动作 46 中,利用图像或不利用图像来显示量。量被显示为值、数、图、颜色调制或者文本。当图像序列被查看时,与给定体积或数据相关联的数量被显示。如图 4 所示,与体积和 / 或心动周期相关联的一个或多个量、以及对感兴趣区域的指示被显示。如图 3 所示,与每个体积相关联的 PISA 可以附加地或可替代地被显示。

[0069] 在一个实施例中,流量的图可以被输出。该图所针对的是与时间有关的、诸如在一个或多个心动周期内的量。该图在获取期间、诸如在同一心动周期或成像会话期间被显示。图 5 示出示例性的图。以在二尖瓣回流射流上的三维 ROI 为基础根据三维彩色多普勒数据的流计算的结果在图 5 中示出。瞬时流针对每帧或体积被计算出来,并且对瞬时流测量的求和提供射流中的净流。在该计算中不需要或者不使用流道或解剖结构的几何假设。可以使用若干 ROI 来基于质量守恒原理获得对流的鲁棒的估计。

[0070] 可以提供其他动作。例如,扫描条件可以基于量来适配。PW 尺度、色彩尺度、或者

色彩获取参数可以基于量来适配。例如, PISA 可以是平常的或者由于混叠而是不平常的。如果 PISA 是平常的或者与特定模式中的一个或多个量相关联, 则可以对速度尺度进行调整。多普勒窗、尺度、参数(例如壁滤波器类型)、阈值(例如壁滤波器阈值)、以及脉冲重复频率(PRF)交互地或自动地适配以优化对感兴趣解剖结构(或流结构)的获取。该适配可以导致更大的或最大数目的估计或者提高精确度。

[0071] 图 6 示出用于医疗诊断超声中的体积定量的系统 10 的一个实施例。系统 10 包括传送波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成器 16、存储器 18、滤波器 20、B 型检测器和流估计器 22、存储器 28、处理器 24、以及显示器 27。附加地, 可以提供不同的或者更少的部件。例如, 该系统在没有前端部件——诸如传送和接收波束形成器 12, 16——的情况下包括 B 型检测器和流估计器 22 和处理器 24。在一个实施例中, 系统 10 是医疗诊断超声系统。在替代实施例中, 系统 10 是计算机或工作站。在又一实施例中, B 型检测器和流估计器 22 是医疗诊断超声系统或其他医疗成像系统的一部分, 并且处理器 24 是单独的工作站或远程系统的一部分。

[0072] 换能器 14 是多个元件的阵列。这些元件是压电或者电容薄膜元件。该阵列被配置为一维阵列、二维阵列、1.5 维阵列、1.25 维阵列、1.75 维阵列、环状阵列、多维阵列、摆动阵列、它们的组合或者任何其他现在已知或后来开发的阵列。换能器元件在声能与电能之间换能。换能器 14 通过传送 / 接收开关与传送波束形成器 12 和接收波束形成器 16 连接, 但是在其他实施例中可以使用单独的连接。

[0073] 传送和接收波束形成器 12, 16 是用于利用换能器 14 进行扫描的波束形成器。在使用换能器 14 的情况下, 传送波束形成器 12 传送一个或多个波束以扫描区域。可以使用 Vector®、扇形、线性或其他扫描格式。在一个实施例中, 传送波束形成器 12 传送足够大的波束以覆盖至少 30 个不同的接收线, 并且接收波束形成器 16 响应于传送波束沿着这些不同的接收线进行接收。使用宽波束传送和沿着几十或几百个接收线并行接收波束形成允许实时地扫描多个切片或者体积。接收线和 / 或传送波束分布在体积中, 诸如一次传送的接收线处于至少两个不同的平面中。接收波束形成器 16 以不同深度对接收波束进行采样。在不同时间对相同位置进行采样获得流估计的序列。

[0074] 在一个实施例中, 传送波束形成器 12 是处理器、延迟、滤波器、波形发生器、存储器、相位旋转器、数模转换器、放大器、它们的组合、或者任何其他现在已知或者后来开发的传送波束形成器部件。在一个实施例中, 传送波束形成器 12 以数字方式生成包络采样。使用滤波、延迟、相位旋转、数模转换和放大, 所期望的传送波形被生成。可以使用其他波形发生器, 诸如开关脉冲发生器或者波形存储器。

[0075] 传送波束形成器 12 被配置为多个通道以用于针对换能器 14 上的传送孔径的每个元件生成传送波形的电信号。所述波形是单极的、双极的、阶梯形的、正弦的或者其他的期望中心频率或频带具有一个、多个或分数个周期的波形。波形具有相对延迟和 / 或定相和幅度以用于聚焦声能。传送波束形成器 12 包括用于改变孔径(例如有源元件的数目)的控制器、跨越多个通道的变迹分布(例如类型或质心)、跨越多个通道的延迟分布、跨越多个通道的相位分布、中心频率、频带、波形形状、周期数以及它们的组合。基于这些波束形成参数生成传送波束聚焦。

[0076] 接收波束形成器 16 是前置放大器、滤波器、相位旋转器、延迟、求和器、基带滤波

器、处理器、缓冲器、存储器以及它们的组合、或者其他现在已知或者后来开发的接收波束形成器部件。接收波束形成器 16 被配置到多个通道中以用于接收表示落到换能器 14 上的回波或声能的电信号。来自换能器 14 内的接收孔径的每个元件的通道连接到放大器和 / 或延迟。模数转换器将经过放大的回波信号数字化。数字射频接收数据被解调为基带频率。然后,诸如动态接收延迟的任意接收延迟和 / 或相位旋转被放大器和 / 或延迟应用。数字或模拟求和器对来自接收孔径的不同通道的数据进行组合以形成一个或多个接收波束。求和器是单个求和器或级联求和器。在一个实施例中,可操作波束形成求和器以通过复杂方式对同相和正交通道数据进行求和,使得对于所形成的波束保持相位信息。可替代地,波束形成求和器在不保持相位信息的情况下对数据幅度或强度进行求和。

[0077] 可操作接收波束形成器 16 以响应于传送波束形成接收波束。例如,接收波束形成器 16 响应于每个传送波束接收一个、两个或者更多(例如 30、40 或 50 个)接收波束。接收波束是准直的、与相应传送波束并行的以及偏移的或者不平行的。接收波束形成器 16 输出表示所扫描区域的不同空间位置的空间采样。一旦通道数据被波束形成或者以其他方式被组合以表示沿着扫描线 11 的空间位置,则数据从通道域被转换到图像数据域。相位旋转器、延迟、和 / 或求和器可以针对并行接收波束形成而被重复。一个或多个并行接收波束形成器可以共享部分通道,诸如共享初始放大。

[0078] 对于成像运动——诸如组织运动或流体速度,对基本上相同的空间位置执行多个传送和相应的接收。不同接收事件之间的相位改变指示组织或流体的速度。速度采样组对应于多个扫描线 11 中的每个扫描线的多个传送。基本上相同的空间位置——诸如扫描线 11——在速度采样组内被扫描的次数是速度采样计数。不同扫描线 11 的传送、不同的速度采样分组或不同类型的成像可以被交织。到速度采样计数内的基本上相同的扫描线 11 的传送之间的时间量是脉冲重复间隔或者脉冲重复频率。在此使用脉冲重复间隔,但是包括脉冲重复频率。

[0079] 存储器 18 是视频随机存取存储器、随机存取存储器、可移动介质(例如磁盘或光盘)、硬盘驱动器、数据库、转置存储器、或者用于存储数据或视频信息的其他存储器设备。在一个实施例中,存储器 18 是运动参数估计路径的转置存储器。可操作存储器 18 以响应于沿着基本上相同的扫描线的多次传送来存储信号。可操作存储器 22 以存储被以声网格、笛卡尔网格、笛卡尔坐标网格和声网格二者格式化的超声数据,或者以三维网格表示体积的超声数据。

[0080] 滤波器 20 是杂波(例如壁)滤波器、有限脉冲响应滤波器、无限脉冲响应滤波器、模拟滤波器、数字滤波器、它们的组合、或者其他现在已知或后来开发的滤波器。在一个实施例中,滤波器 20 包括用于将信号转移到基带的混合器、以及负责除去远离基带的频率处的信息或者使远离基带的频率处的信息最小化的可编程低通滤波器。在其他实施例中,滤波器 20 是低通、高通或者带通滤波器。滤波器 20 识别来自与流体形成对照的较慢移动的组织的速度信息,或者可替代地在保持来自流体的速度信息的同时减小来自组织的数据的影响。滤波器 20 具有所设置的响应或者可以被编程,诸如与信号反馈有关地改变操作或其他自适应过程。在又一实施例中,存储器 18 和 / 或滤波器 20 是流估计器 22 的一部分。

[0081] B 型检测器和流估计器 22 是用于估计流数据的多普勒处理器或者互相关处理器和用于确定强度的 B 型检测器。在可替代的实施例中,可以提供现在已知或者后来开发的

用于根据任何或各种输入数据估计速度、能量和 / 或方差的另一设备。流估计器 22 在不同时间接收与基本上相同的位置相关联的多个信号,并且基于来自相同位置的连续信号之间的相位改变或相位平均改变来估计多普勒频移。从多普勒频移中计算出速度。可替代地,多普勒频移被用作速度。能量和方差也可以被计算出来。

[0082] 针对扫描体积中的空间位置根据波速形成扫描采样估计出流数据(例如速度、能量或方差)。例如,流数据表示体积中的多个不同平面。

[0083] 流估计器 22 可以应用一个或多个阈值来识别足够的运动信息。例如,使用用于识别速度的速度和 / 或能量阈值处理。在可替代的实施例中,单独的处理或滤波器应用阈值。B 型检测器和流估计器 22 输出体积的 B 型和流数据。

[0084] 存储器 28 是视频随机存取存储器、随机存取存储器、可移动介质(例如磁盘或光盘)、硬盘驱动器、数据库、或者其他用于存储 B 型和流数据的存储器设备。所存储的数据是极性的或者笛卡尔坐标格式。存储器 28 被处理器 24 用于各种滤波、渲染通道、计算或者针对图 1 所描述的其他动作。处理器 24 可以附加地对数据进行重新格式化,诸如将表示体积的数据插值到有规律地间隔开的笛卡尔坐标三维网格中。

[0085] 显示器 27 是 CRT、LCD、等离子、投影仪、监视器、打印机、触摸屏、或者其他现在已知或后来开发的显示设备。显示器 27 接收 RGB 或其他色彩值并且输出图像。该图像可以是灰度或者彩色图像。该图像表示被波束形成器和换能器 14 扫描的患者区域。

[0086] 处理器 24 是数字信号处理器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、控制处理器、数字电路、模拟电路、图形处理单元、它们的组合、或者其他现在已知或后来开发的用于实施计算、算法、编程或其他功能的设备。处理器 24 根据存储器 18、28、或者用于医疗诊断超声中的自适应体积渲染的不同存储器中所提供的指令进行操作。

[0087] 处理器 24 从 B 型检测器和流估计器 22、存储器 28、和 / 或另一源接收 B 型和流数据。在一个实施例中,处理器 24 通过处理数据和 / 或控制系统 10 的其他部件的控制操作来实施在此所讨论的一个或多个算法、动作、步骤、功能、方法或过程。可以使用附加的或多个处理器来实施算法的各个方面。

[0088] 处理器 24 计算一个或多个量并且导致生成作为从查看方向上看表示体积的二维图像的图像。该图像根据 B 型和流数据被渲染出来。该渲染使用渲染参数来执行。一个或多个渲染参数可以具有自适应值。例如,这些值针对不同位置而不同。沿着用于渲染的射线,不透明度和 / 或色调可以根据沿着射线的 B 型和流数据而具有不同的值。

[0089] 在计算机可读存储介质或者存储器上,诸如在缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他计算机可读介质上,提供用于实施上面所讨论的过程、方法、和 / 或技术的指令。在一个实施例中,指令用于体积定量。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。图中所示或者在此所述的功能、动作或任务响应于一个或多个存储在计算机可读存储介质中或计算机可读存储介质上的指令集而被执行。所述功能、动作或任务独立于特定类型的指令、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等在单独或组合操作的情况下执行。同样,处理策略可以包括多重处理、多任务处理、并行处理等等。在一个实施例中,指令被存储在供本地或远程系统读取的可移动介质设备上。在其他实施例中,指令被存储在远程位置中以用于通过计算机网络或者通过电话线进行传输。在又一些其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系

统内。

[0090] 尽管上面已经参考各个实施例描述了本发明,但是应当理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以做出许多改变和修改。因此,旨在将前面的详细描述视为是示例性的、而不是限制性的,并且应当理解,旨在由下面的权利要求、包括所有等价物来限定本发明的精神和范围。

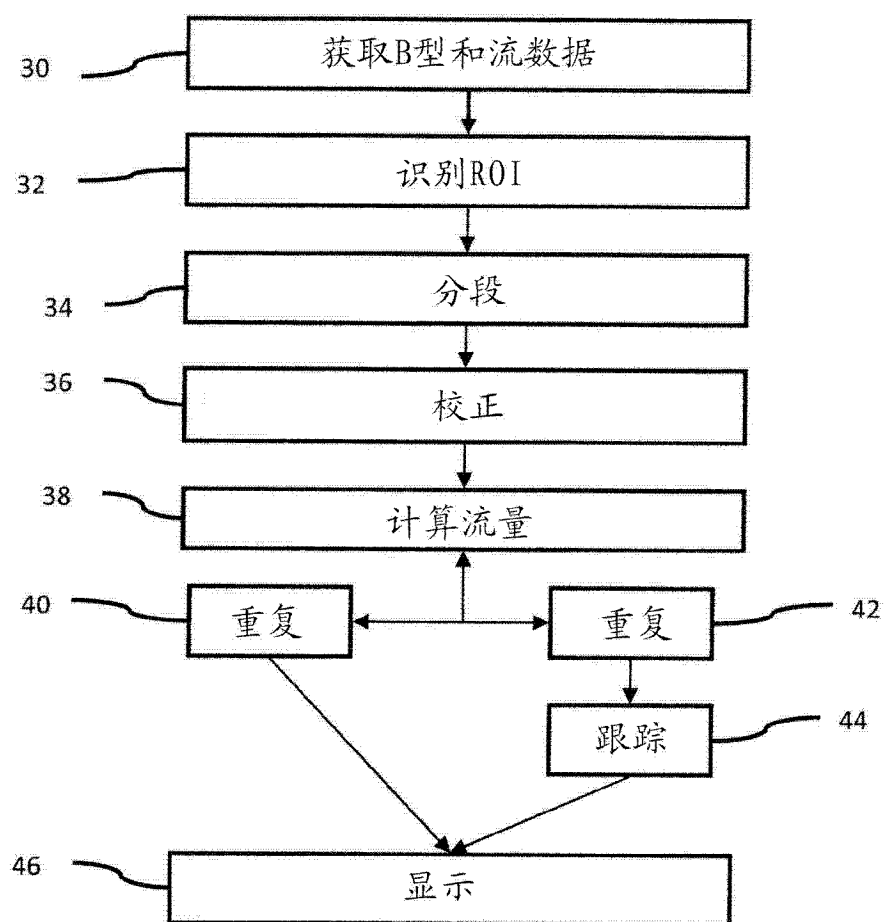


图 1

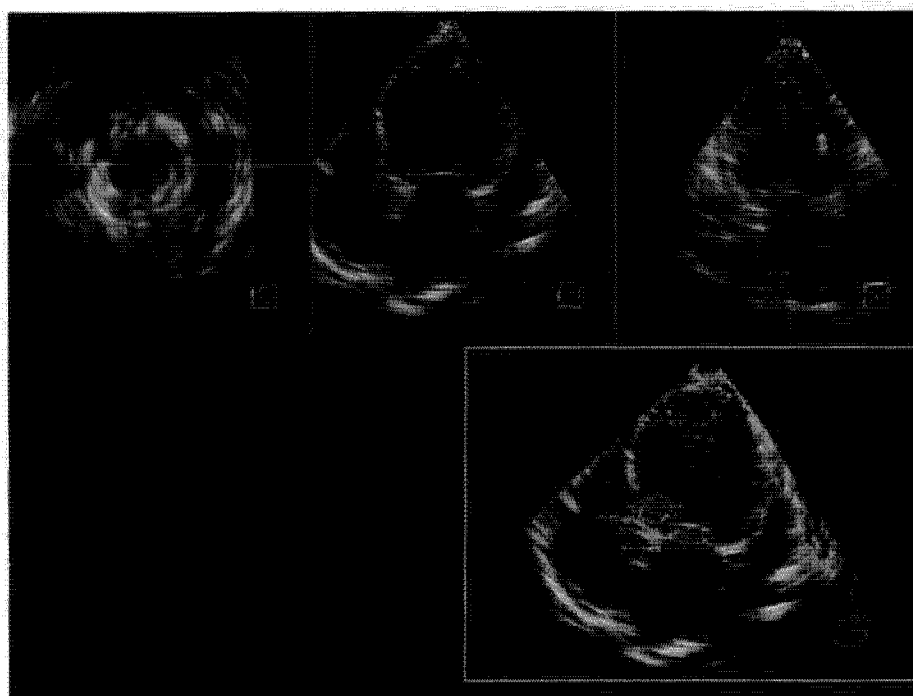


图 2

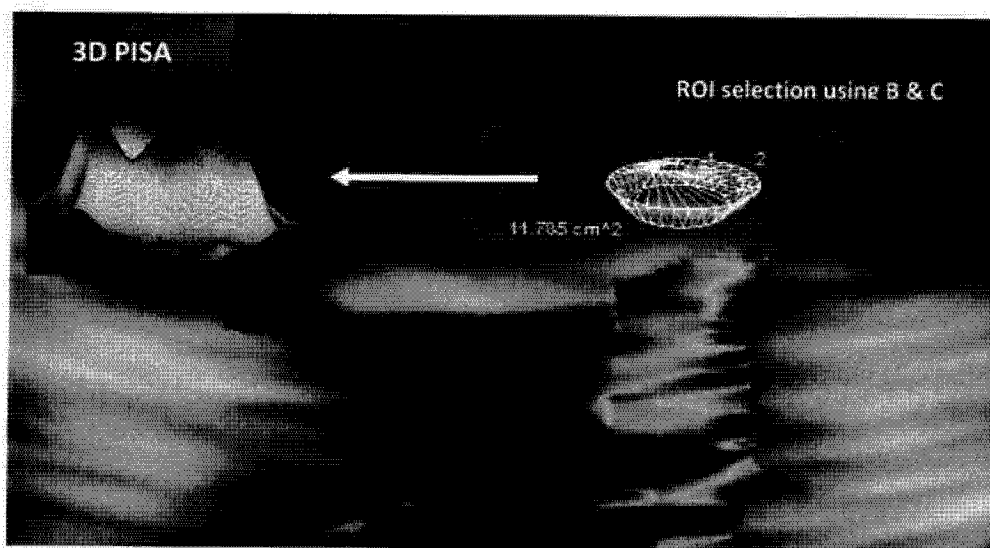


图 3

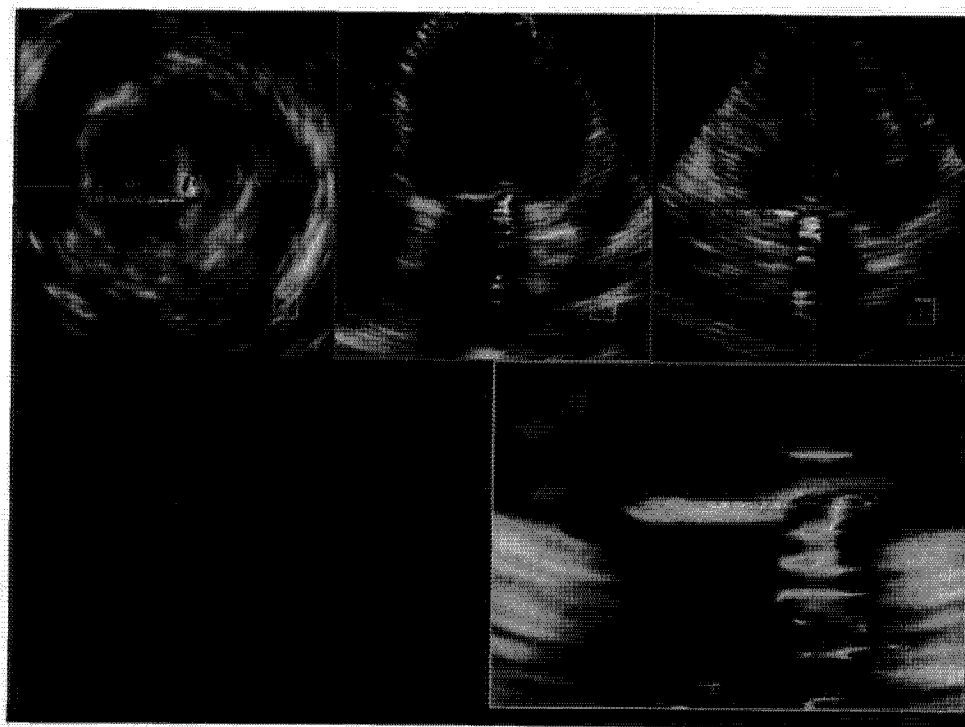


图 4

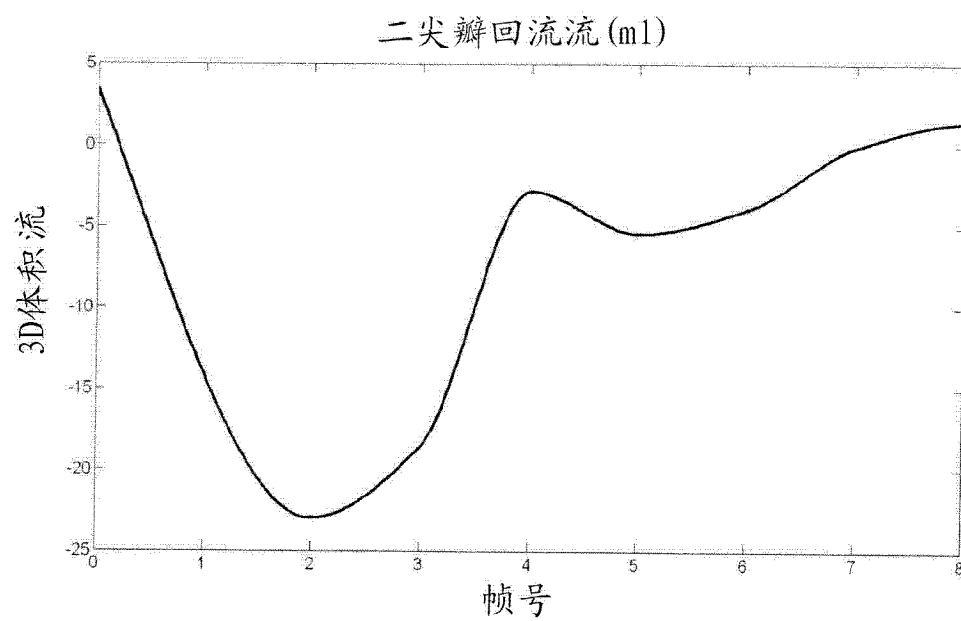


图 5

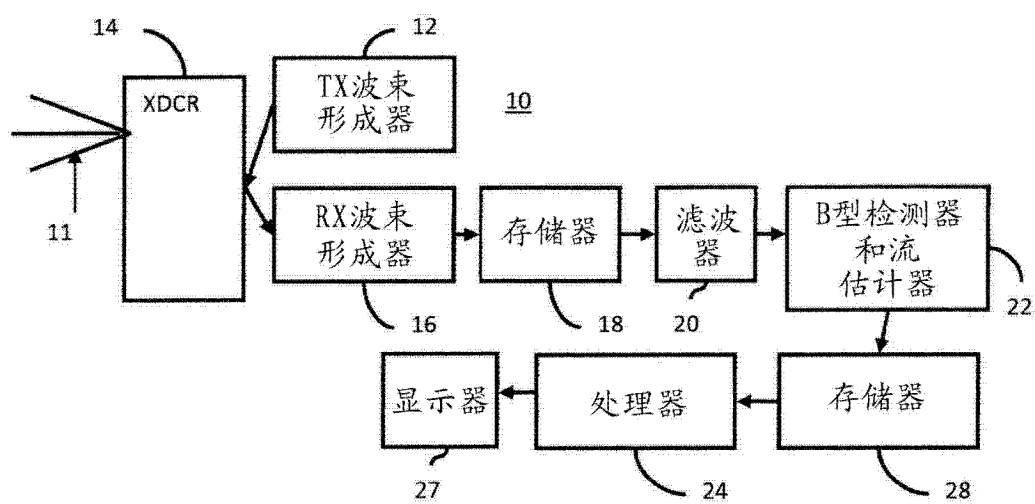


图 6

专利名称(译)	用于超声诊断成像的体积定量		
公开(公告)号	CN102166123A	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	CN201110044312.9	申请日	2011-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	S·达塔 S·斯里尼瓦桑 C·杜翁		
发明人	S·达塔 S·斯里尼瓦桑 C·杜翁		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/483 A61B8/06 A61B8/5223		
代理人(译)	张涛 李家麟		
优先权	12/712593 2010-02-25 US		
其他公开文献	CN102166123B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于超声诊断成像的体积定量。在医疗诊断超声中提供体积定量 (38)。通过在没有编结的情况下获取 (30) B型和彩色流数据二者或者以1秒几十个体积的方式实时地进行获取 (30)，可以提供更可靠的定量 (38)。使用体积中的多个感兴趣区域，可以考虑到更精确和/或完整的流信息，诸如对来自相同结构中的不同位置的流求平均 (例如使用质量守恒来获取相同流的多个测量)。

