



(45) 授权公告日 2015.06.24

A61B 8/06(2006.01)

(56) 对比文件

US 4913159 A, 1990.04.03,

US 2002/0151794 A1, 2002. 10. 17,

CN 1610841 A, 2005. 04. 27, 全文.

CN 101229067 A, 2008. 07. 30.

S Chandra et al.: Volumetric Measurement

of the Anatomic Regurgitant Orifice Area

in Mitral Regurgitation: Comparison with

Two-Dimensional Flow Convergence Analysis.

《Computers in Cardiology》.2009, 第 36 卷

审查员 廖叶子

(72)发明人 Q·魏 K·E·蒂勒 A·约加内森

C • H • 叶

72002

代理人 王英 刘炳胜

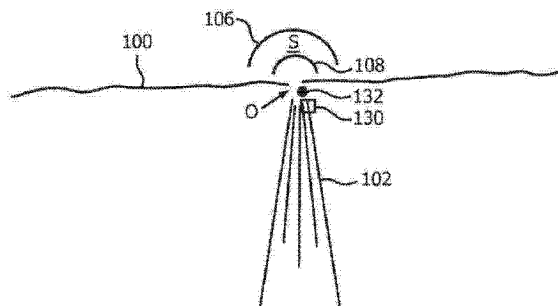
A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书9页 附图5页

超声图像中二尖瓣返流口位置的自动识别

(57) 摘要

描述了一种量化通过二尖瓣的返流的超声诊断成像系统,其包括,在超声图像中自动指示返流口的位置。临床医师对所述返流口进行成像并且在所述图像中指示所述返流口的假定位置。流量量化处理器响应于由所述临床医师估计的该初始位置以计算所述孔口位置的细化的估计。经细化的位置由所述成像系统在所述超声图像上指示,所述指示通过重新定位由所述临床医师放置的图标来进行,或者通过在所述图像上在经细化的位置处显示第二图标来进行。



1. 一种用于评估返流的诊断超声系统,包括:

超声探头,其具有换能器阵列,所述换能器阵列用于向身体内的返流位置发送超声能量并且从所述身体内的返流位置接收超声回波;

图像处理器,其对接收的回波响应,以产生所述返流位置的超声图像;

多普勒处理器,其对接收到的回波响应,以产生所述返流位置附近的血流速度的多普勒超声测量结果;

流量量化处理器,其对返流口附近的血流速度测量结果响应,以产生所述返流口的计算的位置坐标;以及

超声图像显示器,其对所述图像处理器和所述流量量化处理器响应,以在超声图像中在所计算的位置坐标处显示所述返流口的位置。

2. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,其中,所述多普勒处理器产生所述返流位置附近的流速度场中的血流速度的测量结果。

3. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,还包括用户控制,所述用户控制能够由用户操作以在所述超声图像中指示返流口的位置。

4. 如权利要求 3 中所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器对关于返流口位置的用户指示响应,以产生所述返流口的计算的坐标。

5. 如权利要求 3 中所述的诊断超声系统,还包括图形处理器,所述图形处理器对关于返流口位置的用户指示响应,以在所述用户在所述超声图像上指示的所述位置处显示返流口图标。

6. 如权利要求 5 所述的诊断超声系统,其中,所述图形处理器还对所计算的位置坐标响应,以将所显示的返流口坐标重新定位到所计算的位置坐标。

7. 如权利要求 5 所述的诊断超声系统,其中,所述图形处理器还对所计算的位置坐标响应,以在所述超声图像中在所计算的位置坐标处显示第二返流口图标。

8. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器对所述返流口位置的初始估计响应并且对流速度估计响应,以迭代地细化返流口位置坐标。

9. 如权利要求 8 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器还能够操作以使用流速度场模型来迭代地细化所述返流口位置坐标。

10. 如权利要求 9 所述的诊断超声系统,其中,在所述流速度场的值和血流速度的所述测量结果之间的误差项达到最小时,产生所述返流口的所计算的位置坐标。

11. 如权利要求 10 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器操作性地在所述误差项达到最小时,关于所述返流口距二尖瓣平面的距离调整所述返流口的所计算的位置坐标。

12. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器还操作性地产生通过所述返流口的流速的度量。

13. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器还操作性地产生通过所述返流口的体积流的度量。

14. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器在笛卡尔坐标中产生所述返流口的所计算的位置。

15. 如权利要求 1 所述的诊断超声系统,其中,所述流量量化处理器在球坐标中产生所

述返流口的所计算的位置。

超声图像中二尖瓣返流口位置的自动识别

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求享有于 2010 年 12 月 23 日提交的序列号为 61/426699 的美国临时专利申请的优先权。

技术领域

[0003] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体而言,涉及针对分析二尖瓣返流使用诊断超声成像系统。

背景技术

[0004] 返流是一种严重的医疗状况,需要对其进行分析以及适当的处置。在左心室即将收缩以将血液泵送到身体中之前,二尖瓣必须完全关闭,使得所述收缩将把全部血流喷射到主动脉中。如果瓣膜没有完全关闭,左心室中的部分血液将穿过未完全封闭的瓣膜中的缝隙喷射回左心房中。该血液返流——通常是穿过未完全关闭的瓣叶的喷回的少量短暂的血流喷射——减少了心脏的血液流出量并且因此减少了每次心脏收缩的效率。为了给身体提供其必需的滋养血流的供给,那么心脏必须泵送得更快。心脏因为其低效率而工作过度,导致心力衰竭。

[0005] 多年以来,临床医师使用超声成像设法检测返流血流。瓣膜返流的超声检测最初通过在心脏左侧的超声图像中寻找上述血液喷射来完成。在过去二十年间,二维(2D)彩色血流多普勒成像便利了所述喷射的观察,在所述二维(2D)彩色血流多普勒成像中,通过在泄漏的心脏瓣膜周围仔细寻找这些异常的局部流速来检测少量血液喷射的高速和湍流。但是喷射最显著的图像平面的采集,加上在二尖瓣附近的心脏运动和瓣膜运动和血流湍流,以及所述喷射发生的瞬时性,对这种主观方法提出了挑战。最近几年中,在可以超声地观察喷射位置的情况下,临床医师已使用称为 PISA 的技术来设法量化返流血流,其中所述 PISA 是近端等速表面积(Proximal Iso-velocity Surface Area)的首字母缩写。在该方法中,通过彩色血流多普勒成像对 LV 心室中和邻近瓣膜的可疑的瓣膜和区域进行成像。在喷射发生时,因为在所述区域中血流速度突然向返流口加速,在邻近的区域形成流会聚区(FCR)。因为流速暂时地超过彩色血流图像所使用的速度范围,因此该流型导致在彩色血流图像中的混迭(aliasing)。此时捕获彩色血流图像并将其在显示屏幕上冻结。接着,测量在所述 FCR 的第一混迭线处的速度 v ,并且测量由从所述混迭线到所述瓣膜孔口的假定中心的距离 r 。然后通过使用表达式 $Q_t = 2 \pi r^2 v$,用这两个测量结果计算通过所述孔口的流量。

[0006] 当执行该程序时,出现若干困难。一个是当所述喷射处在峰值时在彩色血流图像中对其进行捕获,获得最大的准确度。在心搏周期期间所述喷射的持续时间可只有 300–450 毫秒,然而,通常的彩色血流帧速率可能在每秒 10–20 帧的范围内。因此,很可能,采集一个彩色血流图像帧的时间将不同于喷射处于峰值时的准确时刻。临床医师可以在额外的心搏周期重复彩色血流采集序列,或者解决由在喷射的准确峰值以外处进行测量造成的不准确性。

[0007] 另一问题在于不容易在所述彩色血流图像中界定瓣膜口的中心。所述瓣膜组织产生大量超声回波并随着扫描发生快速移动,并且可在图像中呈现为庞大的、模糊的或难以区分的团块。因此可能是,测量 r 的准确度将受不能估计孔口准确位置的影响。

[0008] 还有第三个问题是基本的 PISA 技术只是一个单一、一维的测量。只执行一次速度测量并且在估算中只使用到所述孔口的单一半径 r 。所述方法假设在 FCR 中剩下的血液与单一测量的血液表现相同。明显地,在执行单一测量中的任何不准确将产生不准确的结果。

[0009] 试图修正这些不准确的基本 PISA 技术的扩展是在二维图像中描绘 FCR 外边界的圆弧周围执行多次速度测量。测量从每个速度测量点到孔口的距离 r ,并且使用所述多个测量计算流速 Q_t 。尽管多次测量可预防对单一的不准确测量的依赖,但是出现了另一问题。完成单一测量(1D)技术一般地通过瞄准穿过心脏尖端和直接穿过假定的返流口的超声波探头的中心波束,并且通过沿该波束线执行速度 v 和距离 r 的测量。使用与该返流矢量这样对齐的波束线,所测量的速度将是准确的并且不受非零多普勒角度的影响。众所周知,超声多普勒速度测量受流方向和超声束方向之间角度的影响。与波束方向恰好在一条直线的流将被准确地测量,然而相对于波束方向呈非零角度的流将按照角度的余弦减少。与波束方向正交(90°)的流将不产生多普勒响应。因此,为了产生更加准确的速度测量,必须根据流矢量和波束方向之间的角度修正通过超声测量的多普勒速度。在 2D PISA 技术的情况下,在执行速度测量的每个点,由于其流矢量和波束方向之间角度的变化,沿 FCR 圆弧的额外的速度测量将是不准确的。因此,尽管多次测量可以补偿在单一速度测量中的造成的误差,但是由于在每个测量点上在多普勒角度中的变化使得合计的测量将低估流量。

[0010] PISA 技术中固有的又一问题是得知瓣膜返流口精确位置中的不准确性。如上所述,由于朝向孔口或穿过孔口的血流突然加速时,在彩色血流图像中,混迭在瓣膜漏隙的附近是普遍的。因此在孔口附近的多普勒图像中混迭颜色的闪现使彩色血流图像混乱。额外地,在心脏收缩期间二尖瓣平面处于运动之中。因为为了测量距离 r ,PISA 技术的准确性依赖于得知孔口位置,所以对于精确地得知孔口位置的这些障碍可导致不准确的 r 测量和因此不准确的流量计算。实验证明,在孔口位置中仅仅一毫米的误差可导致在计算通过漏隙的流量中的显著误差。此外,众所周知,很多返流瓣膜不是具有单一小孔漏隙,而是具有沿不严密的瓣膜关闭裂缝的漏隙。假设漏隙是由穿过瓣膜的单一小孔导致的因此并不是有效的。

发明内容

[0011] 因此,期望提出克服以上 PISA 技术限制的一种方法和装置,用于量化二尖瓣返流的流量和体积流。本发明的目的在于,准确地确定瓣膜返流的孔口的精确位置。本发明的又一目的在于,执行一系列在每个测量位置不受多普勒角度影响的测量。本发明的又一目的在于,不仅能够确定和量化由于单一小孔漏隙的二尖瓣返流,而且能够确定和量化由于沿瓣膜关闭的裂缝的二尖瓣返流。

[0012] 根据本发明的原理,针对量化返流血流描述了一种超声诊断成像系统和方法。在返流瓣膜的超声图像中邻近二尖瓣漏隙的假定位置描绘出血流的弧形(二维)区域或半球形(三维)区域。所述区域的内边界在邻近漏隙孔口的混迭区域或者刚刚超过邻近漏隙孔口的混迭区域,并且所述区域的外边界在内边界外面并且和内边界同轴。关于返流做出最初

的假定,包括返流口位置。使用这些假定计算返流速度场的模型。根据超声的物理特性和/或超声系统的设置调整所述模型的参数来确定在所描绘的区域中将由所述超声系统观察的预期的速度矢量 V_{OBS} 。超声系统在所述描绘区域内执行速度测量,并且将测量的速度与预期的速度比较。计算所述测量速度与预期速度之间的差并且通过非线性曲线拟合对一个或多个模型值进行调整。迭代地重复所述过程直到所述预期值和测量值收敛到可以接受。使用迭代调整的模型参数产生在瓣膜中流量或泄漏孔口位置的量化的测量。

[0013] 根据本发明的又一方面,通过上述过程自动地更新超声图像中初始假定的返流口的位置来指示图像中孔口的实际位置。因此尽管在二尖瓣附近出现的图像混乱,但是仍然给临床医师显示返流口的精确位置。

[0014] 根据本发明的另一方面,在沿二尖瓣的多个空间位置处重复上述技术。由于返流漏隙在二尖瓣中是裂缝而不是单一泄漏小孔,因此在所述空间位置测量的聚合的返流提供返流的度量。

[0015] 根据本发明的又一方面,针对根据本发明的返流测量结果的实施例,优选地描述了若干壁滤波器特性,包括在具有在中间流速处达到峰值的特性的壁滤波器,所述中间流速经常在血流区域附近的返流口处找到。

附图说明

[0016] 在附图中:

[0017] 图 1 以方框图的形式图示了根据本发明的原理的超声诊断成像系统。

[0018] 图 2 的方框图图示了图 1 的流量量化处理器的运行。

[0019] 图 3 图示了返流喷射的超声多普勒图像。

[0020] 图 4 图示了根据本发明的、具有初始假定的孔口位置和自动指示的孔口位置的超声图像。

[0021] 图 5 图示了根据本发明的、用于量化沿瓣膜裂缝的返流的技术。

[0022] 图 6 图示了适于在本发明的超声系统中使用的壁滤波器的响应特性。

具体实施方式

[0023] 首先参考图 1,以方框图的形式示出了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。在图 1 中,在超声探头 10 中提供换能器阵列 10',以发送超声波和接收回波信息。所述换能器阵列 10' 优选地是换能器元件的二维阵列,所述换能器元件针对 3D 成像能够在三维空间中——例如在关于二尖瓣位置的仰角和方位角两者中——进行扫描。所述换能器阵列耦合到探头中的微型波束形成器 12,所述探头控制阵列元件信号的发送和接收。如在美国专利 5997479 (Savord 等),6013032 (Savord) 和 6623432 (Powers 等) 中所述,微型波束形成器至少能够通过换能器元件的组或“面片”对接收的信号部分地波束形成。所述微型波束形成器通过探头线缆耦合到发送/接收(T/R)切换器 16,所述发送/接收(T/R)切换器 16 在发送和接收之间切换并且保护主波束形成器 20 免受高能量发送信号。来自受微型波束形成器 12 控制的换能器阵列 10 的超声波束的发送由发送控制器 18 管理,所述发送控制器 18 耦合到 T/R 转换器和波束形成器 20,所述波束形成器 20 接收来自用户接口或控制面板 38 的用户操作的输入。由发送控制器控制的一个功能是操纵波束的方向。可操纵波

束从换能器阵列(正交于换能器阵列)径直向前,或者针对更宽的视角具有不同的角度。

[0024] 由微型波束形成器 12 产生的部分波束形成的信号耦合到主波束形成器 20,在所述主波束形成器 20 中,来自单个元件的面片的部分波束形成的信号组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器 20 可能具有 128 条信道,其中每条信道接收来自 12 个换能器元件的面片的部分波束形成的信号。用这种方法,由二维阵列的超过 1500 个换能器元件接收的信号可以有效地贡献到单一波束形成的信号。

[0025] 将所述波束形成的信号耦合到信号处理器 22。所述信号处理器 22 可以用不同方式处理接收到的回波信号,例如,带通滤波、抽样、I 和 Q 组分分离和谐波信号分离,所述谐波信号分离执行线性信号和非线性信号的分离,使得可以识别从组织和微气泡返回的非线性回波信号。所述信号处理器也可以执行额外的诸如斑块抑制、信号混合和噪声消除的信号增强。

[0026] 将处理过的信号耦合到 B 模式处理器 26 和多普勒处理器 28。为了对体内诸如心脏壁组织、二尖瓣组织和血细胞组织的结构成像,所述 B 模式处理器 26 使用幅度探测。如在美国专利 6283919 (Roundhill 等)和美国专利 6458083 (Jago 等)中所述,可以按谐波模式或基波模式或两者的组合形成身体结构的 B 模式图像。为探测在像场中诸如血细胞流的物质运动,所述多普勒处理器 28 处理来自组织或血流的时间上独立信号。所述多普勒处理器通常地包括带参数的壁滤波器,可设置所述参数来通过和 / 或拒绝来自体内所选类型材料返回的回波。例如,可设置所述壁滤波器使其具有通过来自较高速度材料的相对低振幅的信号而拒绝来自较低速度或零速度材料的相对强信号的带通特性。该带通特性将通过来自流动的血液的信号而拒绝来自的附近静止的或慢速移动对象(诸如心脏壁)的信号。对于被称作对组织的运动进行组织多普勒成像、探测和描绘的方式,相反的特性将通过来自心脏运动组织的信号而拒绝血流信号。所述多普勒处理器接收和处理一系列来自像场中不同点的时间上离散回波信号,所述来自特定点的一系列信号被称作套系(ensemble)。在相对短的间隔接连不断地接收到的回波的套系可用于估计流动血液的多普勒频移,所述多普勒频率与指示血流速度的速度相对应。在较长时间周期接收到的回波的套系用于估计较慢流动的速度或缓慢移动的组织的速度。对于快速发生的喷射的二尖瓣返流评估,通常使用短的套系长度(较少的样本)使得可实现高采样帧速率。可通过格式为 $\Delta f = \frac{2vf_0 \cos \theta}{c}$ 的等

式估计所述多普勒频移 Δf ,其中, f_0 是发送频率, c 是超声传播速度, v 是速度,并且 θ 是波束方向和血流方向之间的角度。

[0027] 由 B 模式处理器和多普勒处理器产生的结构信号和运动信号耦合到扫描转换器 32 和多平面重定格式器 44。所述扫描转换器按空间关系布置回波信号,从所述空间关系以预期的图像格式接收所述回波信号。例如,所述扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇形格式或椎体的三维(3D)图像。所述扫描转换器可用颜色叠加 B 模式结构图像以产生描绘像场中组织和血流运动的彩色多普勒图像,所述颜色对应于像场中与它们的多普勒估计的速度相对应的点的运动。所述多平面重定格式器将把在体积区域内从公共平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利 6443896 (Detmer)中所述。体积描绘器 42 将 3D 数据集的回波信号转换为从给定参考点观察的投影 3D 图像,如在美国专利 6530885 (Entrekin 等)中所述。将所述 2D 或 3D 图像从所述扫描转换器 32、多平面重

定格式器 44 和体积描绘器 42 耦合到图像处理器 30 以进一步增强,耦合到缓存和临时存储器以在图像显示器 40 上显示。

[0028] 根据本发明的原理,将由多普勒处理器 28 产生的血流速度值耦合到流量量化处理器 34。如下所述的流量量化处理器产生通过返流口的流量的测量结果、通过孔口体流量的测量结果和孔口空间位置的度量。所述流量量化处理器可以接收来自用户控制面板 38 的输入,例如,如下所述的孔口位置的初始估计。将来自所述流量量化处理器的输出数据耦合到图形处理器 36,以重现来自处理器的输出数据,同时,图像呈现在显示器 40 上。所述图形处理器 36 也可以针对显示超声图像生成图形叠加。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,所述图形处理器接收来自用户接口 38 的输入,例如键入的患者姓名。所述用户接口也耦合到所述发送控制器 18 以控制来自所述换能器阵列 10' 的超声信号的生成,以及因此由换能器阵列和超声系统产生的图像。如下所述地为选择和显示多个多平面重定格式(MPR)图像的显示,所述用户接口还耦合到所述多平面重定格式器 44,所述多个多平面重定格式(MPR)图像可以用于根据本发明量化 MPR 图像中的返流。

[0029] 图 2 描述了图 1 的流量量化处理器的操作。如下所述,所述处理器在包含区内的采样点是基于流速度场的数学模型的。在 2D 图像实施例中,所述包含区优选地是由以返流口位置, $\{x_o, y_o, z_o\}$ 为中心的两个圆弧描绘的弧形区域。在 3D 图像实施例中,如以下结合图 3 讨论地,所述弧形区域是半球外形的形式。在优选的实施例中,所述模型是形式为:

[0030]

$$\vec{V}_{\text{模型}}(r) = \vec{n}_{\text{rel}} |\nabla(r)|$$

[0031] 或

[0032]

$$\vec{V}_{\text{模型}}(r) = \frac{-\vec{r}}{\|\vec{r}\|} \cdot |\nabla(r)|$$

[0033] 的流速度场的矢量速度模型。其中, $|\nabla(r)| = \vec{F}/2\pi r^2$ 针对流矢量 $\vec{F}$, r 是从包含区中三维坐标为 (x, y, z) 的点到所述返流口的距离,并且所述孔口在三维空间中位于坐标 $\{x_o, y_o, z_o\}$ 。这意味着当用矢量表示以指示到孔口的方向时,所述距离 r 的形式为:

$$\vec{r} = \{x - x_o, y - y_o, z - z_o\}$$

[0035] 在图 2 的框 50 中,包含区中每个点的流速按这种方式建模。初始地,所述模型可以从为未知参数假定或估计值开始,其中,包括血流 $\vec{F}$ 和返流口位置 $\{x_o, y_o, z_o\}$ 。例如,所述模型可以开始于名义上是返流特性的参数。用户可通过(例如)在超声图像中指定返流口的假定位置来输入参数。或者可以使用诸如 PISA 的已知技术来针对流速度场计算用作开始参数的值。

[0036] 所述流速度场模型近似速度矢量,如果已知实际生理速度矢量,那么所述速度矢量将是准确的。在框 50 的输出用 $\sim V_{\text{真实}}$ 指示由所述模型所近似的所述速度矢量。接着,由于诸如超声的物理特性和使用的超声系统的操作参数的实际因素,框 52 给 $\sim V_{\text{真实}}$ 增加一些

限制和调整。鉴于将由超声系统观察的实际速度值,故接着调整或调节流速度场模型以考虑这些实际因素。可以做出调整的一个实际因素是多普勒角度。如上所述,只有当流的方向与超声波束方向在一条直线,多普勒角度为零时,如超声系统所执行的多普勒测量才是精准的。对于波束方向和流方向之间的所有其他角度,所述速度都是低估的。在以上提出的多普勒频移方程中,在结果中的多普勒角度由 $\cos \theta$ 项加权,其中 θ 是多普勒角度。超声系统的另一实际因素是壁滤波器偏置。多普勒壁滤波器通常将呈现非线性特性,所述非线性特性对于血流探测将在 DC (无运动) 具有零响应并且在所选的高频率 $\pm f$ 升至最大响应。可选地,如下所述,在低于由全体采样频率的奈奎斯特极限所指示的频率上,所述壁滤波器可呈现最大响应。测量多普勒频移的体内样本体积将不是体内的单一点而将具有有限大小,造成返回指示某个范围的速度的多普勒信号。壁滤波器的非一致的响应可引起大范围的速度在响应特性的不同位置经历更大的增益,例如相比较低的速度,更加强调更高的速度。该非一致的响应可在认为的速度分布中心产生称作壁滤波器偏置的偏移。也可以对模型的调整将所述壁滤波器偏置的影响考虑在内。另一可考虑的相关因素是扩频,从所述样本体积到换能器阵列的有效孔径的每个接收元件的不同路径或角度导致多普勒扩频效应。参见美国专利 5606972(Routh)。可考虑的又一因素是混迭效应,即当血流运动处于超过可被回波套系的采样频率的奈奎斯特极限明确探测的速度时,多普勒频率和速度的错误报告。在框 52 中,在对流速度场模型的点积调整所考虑诸如这些因素,针对前述模型,可表示为:

[0037]

$$\vec{V}_{OBS}(r) = |V(r)| \left[\frac{-\vec{r}}{\|\vec{r}\|} \circ \vec{n}_{扫描} \right]$$

[0038] 其中, $\vec{n}_{扫描}$ 是做出调整的物理因素或超声系统因素的矢量表示。如图 2 中所示的结果是 V_{OBS} , 所述 V_{OBS} 是如由预期的影响和超声系统测量的信号中预期的内容所调整的模型。

[0039] 比较器 54 将来自所述流速度场模型的预期速度值 V_{OBS} 与来自所述场中的点(样本体积)的由所述多普勒处理器 28 产生的实际速度测量 V_{MEAS} 进行比较。在框 56 中将预期值与接收值之间的差取平方以产生针对每个点的误差项。所述误差项在整个包含区上积分以产生形成完整区域的均方误差项,所述包含区可以是一维(如 1D 直线)、二维(如, 2D 线弧形区域)或三维(如, 3D 半球状的壳)的包含区。所述误差项接着用于调整诸如 r 和流量的场模型参数以令在随后测量的误差项减少。优选的调整技术是使用非线性曲线拟合来向着误差减少的方向调节所述模型。一个可能使用的这样的非线性曲线拟合技术是 Levenberg-Marquardt 算法,所述 Levenberg-Marquardt 算法细化所述返流口位置的坐标和所述血流($\vec{F}$)或朝向或通过孔口的所述场的流量(Q_c)。

[0040] 迭代地重复图 2 的循环以减少所述误差项。随着每次通过所述循环,调整更精确适应的场模型并将其与来自接受区域的超声速度测量相比较,并且迭代地减少所述误差项。当所述误差项减少到可以接受的低值时,所述模型呈现孔口位置和穿过孔口的血流的预期的实际测量结果。作为流量量化处理器 34 的输出产生这些项和预期的其他项,并且在显示器上呈现给用户。

[0041] 图 3 是图示本实践发明以测量二尖瓣返流的图解的 2D 超声成像。线 100 表示存在穿过孔口 0 的返流漏隙的二尖瓣平面。当左心室收缩时,血液喷射 102 退回到右心房。

在 PISA 方法中,贯穿孔口 0 的多普勒波束 110 将探测该喷射。美国专利 6719697 (Li) 提出了一种对 PISA 技术的改进,在所述发明中,经过心搏周期从多普勒波束 110 的位置产生彩色 M 模式显示。针对由图像右侧的颜色条 120 指示的显示限制,设置所述彩色多普勒显示处理器,从零速度中心参考(BK= 黑色)扩展到相反方向上 +V 和 -V 的最大速度。根据速度的范围显示颜色范围(Y= 黄色,DR= 深红色等)。当测量的速度超过 +V 和 -V 的奈奎斯特极限时发生混迭。紧邻所述孔口的是所述流汇聚区域(FCR) 104。超过流汇聚区域是本发明的实现方式所使用的接受区域 112 (S)。

[0042] PISA 技术和本发明都以这样的假设为前提:在孔口附近的左心室中的返流汇聚并流向所述孔口位置 0。这由接受区域 S 中的流矢量 $\vec{V}_1$, $\vec{V}_2$ 和 $\vec{V}_3$ 指示。但是如多普勒波束 110 的方向所示,即使当使用相控阵扇型探头的不同波束角度,实质上所有流矢量也不会都与波束方向对齐。因此对于不同的流矢量将有不同大小的多普勒角度,如上所述,在图 2 的框 52 中,所述针对流速度场模型的多普勒角度调整考虑所述流矢量。

[0043] FCR104 的彩色多普勒图像将是混乱和不确定的。这是因为在心脏收缩期间,随着血流改变方向和向孔口 0 临时加速,在该区域中血细胞的空间定位和血流速度变化得非常快速。在该间隔期间采集的样本套系通常彼此不相关,这使得通常的多普勒处理器所依赖的套系的相关性无效。因此,即使认为在 FCR 内,流可能通常是层状的,彩色血流显示也可能是高度湍流的流并且是混迭的。优选地设置所述接受区域 S 的所述内边界 108 超过流汇聚区域 104 以避免使用来自 FCR 的不确定的速度估计。一种设置所述边界 108 的方法是将其设置在速度剪切边界或超过速度剪切边界。这可以根据彩色血流显示可视地完成,或者根据速度剪切阈值自动地完成。

[0044] 可以关于可测量的速度设置所述接受区域的所述外边界 106。当孔口附近的返流速度相对高时,所述返流速度随着与孔口距离的渐增逐渐变得更低。可以将所述外边界 106 设置在距孔口 0 的距离为仍可以可靠地测量低的多普勒速度的位置。这可以关于奈奎斯特极限的百分比确定或者关于(例如)5mm/sec 的低流速确定。所述外边界 106 因此可设置在对低速流的可接受的灵敏度仍可由多普勒处理器实现的位置上。

[0045] 在图 3 的范例中,可以看出所述接受区域 112 是在孔口 0 具有旋转中心的二维弧形区域 S。可以在一维、二维或三维中使用本发明。例如,一维的实现方式和模型可只考虑在弧 108 和弧 106 之间的波束线 110 的分段。二维实现方式将是对诸如图 3 中的接受区域 112 的平面的接受区域进行采样的实现方式。三维实现方式将考虑诸如 112 的弧形接受但是在以孔口为中心的完全半球中。预期二维和三维的实施将具有更大的准确度。优选的实现方式将使用如图 1 所示的带有二维换能器阵列的 3D 成像探头,在孔口周围的半球或部分半球中完成采集和建模。使用二维成像可实现更高的帧速率,在这种情况下,可通过使用多平面重定格式器 44 从 3D 探头扫描的体积中选择通过孔口和喷射的 MPR 帧。可以用高采集帧速率迭代地扫描预期平面,并且可以用 2D MPR 图像中显示的二维接受区域完成速度测量和流计算。

[0046] 虽然血流向孔口汇聚成圆形图样的接受区域如图 3 所示地存在,但是在某些情况下也发现出现其他非圆形的图样。换句话说,指向孔口的流矢量可排成除纯粹圆形的弧之外的其他图样。代替图 3 的圆形,接受区域可具有抛物线的或扁平的圆形。在三维实现方式中,所述接受区域可能是抛物面或扁圆球状的壳。所述接受区域的外形,也就是与模型相

比在其中测量速度的区域或体积,可能在迭代通过图 2 的处理循环期间动态地改变,使得处理将适应和收敛到具有相对在初始模型中使用的形状改变了形状在接受区域。

[0047] 如之前提到的,临床医师经常很难在超声图像上准确地指出微小的返流口的位置。当心脏未收缩时孔口不出现,并且当孔口出现时孔口位置被诸如在流汇聚区域附近湍流的合成湍流的成像伪影损坏。根据本发明的又一方面,本发明的一个实现方式可以在超声图像上自动地指示泄漏孔口的位置。图 4 图示了超声图像,其中,与之前结合图 3 描述的元件具有相同的附图标记。该图像也包括小框 130,临床医师在诊断前将所述小框 130 置于图像上以指示返流口的假定位置。临床医师操作诸如轨迹球的控制面板 38 的控制以将图标 130 放置在图像中临床医师认为孔口所在的位置。将指示孔口的图标 130 的坐标用作图 2 所示的流量量化处理器的处理的种子,借此将所述坐标用作框 50 的数学模型中的孔口初始坐标。响应于接收到测量的速度值 V_{MEAS} ,所述处理器迭代地细化向着孔口位置的流速度矢量的建模参数。已发现垂直放置孔口位置对带测量速度值的建模速度矢量的收敛具有最大作用。当在收缩期心脏收缩时,收缩运动引起二尖瓣在图像中向着左心室的中心垂直移动。因此,心脏的自然收缩运动可能是在返流评估中最大误差的来源。所述处理器 34 迭代地细化孔口的位置以减少在边界 106 和边界 108 之间的流速度场(接受区域 S)中测量的速度值和估计的速度值之间的误差不一致。随着流量量化处理器迭代以收敛在孔口真实位置,所述流量量化处理器 34 和图形处理器 36 使用最终确定的坐标以在图像中自动地把孔口图标 130 移至计算的坐标。可选地,所述图形处理器将在显示器上在由迭代模型调整所确定的真实坐标位置放置另一个(计算的)孔口图标 132。如之前提到的,仅仅 1mm 的孔口误放可显著影响孔口流量和体积流量计算,体积流量是流量对心脏收缩期间(约心搏周期的 1/3)的时间的积分。流量体积在大约收缩间隔的中间达到峰值。在图 4 中可见,系统在像场中孔口的真实位置放置计算的孔口图标 132,所述真实位置不同于临床医师初始估计的孔口位置。当用 2D 成像执行所述超声研究时,所述孔口坐标一般地是按(x, y, z)笛卡尔坐标。当使用 3D 成像时,一般使用球(r, θ , Φ)坐标系。此外,如图 4 超声图像所示,在显示的超声图像中图形地描绘所述接受区域 S,并且如上所述的接受区域形状的任何修改并入在显示器上所述接受区域的显示的形状和图形描绘。

[0048] 如以上所提到的,返流口并非总是作为关闭瓣膜中单小孔漏隙存在。漏隙可由裂缝或多个小漏隙产生。图 5 是使用本发明的实现方式来评价在瓣膜关闭时裂缝和多个小漏隙的流量和体积流的图示。如图 5 所示,为沿着泄漏的二尖瓣 100' 排列的一系列孔口位置执行本发明的处理。可使用这些离散的小孔口位置来对关闭的瓣膜中复杂的裂缝状孔口或多孔口进行建模。图 5 图示了三个这样测定的范例,其中每个测定具有自己的由外环边界 106、106' 和 106'' 指示的接受区域和沿着瓣膜 100' 的不同孔口位置指向汇聚的流矢量(由小箭头指示)。与每个小孔口关联的矢量速度场与其他孔口矢量地组合,使得单个组合的接受区域同单个组合的矢量速度场一起被定义。对于多孔口,所述组合的矢量速度场目前逼近真实的生理速度矢量($\sim V_{\text{真实}}$,图 2 中框 50 的输出)。组合的矢量速度场的处理确定与沿二尖瓣关闭的全部裂缝对应的所有小孔口的流量或体积流。虽然图 5 给出了三个小孔口生成的矢量速度场的范例,但是可以使用任意孔口数目对裂缝适当地建模。因为针对组合的孔口确定的流是指向沿裂缝的特定孔口或位置的矢量流,可以如图 5 所示地组合针对每个测量使用的接受区域。在三维实现方式中测量的线并不限定为平面中的直线,也可遵循二

尖瓣瓣叶关闭的非线性路径。

[0049] 图 6 图示了本发明的一个实现方式中使用的两个多普勒壁滤波器的响应特性。图 6 的横坐标的坐标是以采样数据壁滤波器的奈奎斯特极限为单位,其中极点 +1 和 -1 是与血流速度对应的壁滤波器的标准奈奎斯特极限。零(DC,或无流)的情况位于中心。纵坐标指示滤波器特性的相对振幅响应。响应曲线 140 是针对血流测量的典型的壁滤波器响应曲线,并且可以在本发明的实现方式中使用。该特性在中心具有零响应,导致对诸如固定的血管壁的固定对象无响应。随着曲线从零值向外延伸,看到所述响应逐步增加,对于在选择的采样间隔无混迭的可探测的最高速度流在奈奎斯特极限达到最大响应。因此,该响应特性对最高流速度的流具有最大的灵敏度。

[0050] 对于本发明的实现方式的壁滤波器,所述响应曲线 150 通常是优选的响应曲线。看到该曲线 150 的响应在相对较高但刚刚超过 ± 0.5 奈奎斯特,优选地在 $1/2$ 到 $2/3$ 奈奎斯特范围内的中间,采样速率达到峰值,并在奈奎斯特极限落回零响应。该滤波器特性被设计为对预期在接受区域 S 的外边界 106 周围的较低流更灵敏。这有助于补偿对低速度流的低灵敏度,所述低灵敏度是由通常针对返流的彩色血流成像使用的短的套系造成的。这可以通过曲线 150 对坐标中心附近的较低速度的更大的响应看出。虽然看到曲线 150 在奈奎斯特极限落回零,但是高速度灵敏度的这种损失在针对低速度流的更大灵敏度的权衡时一般是可以接受的。

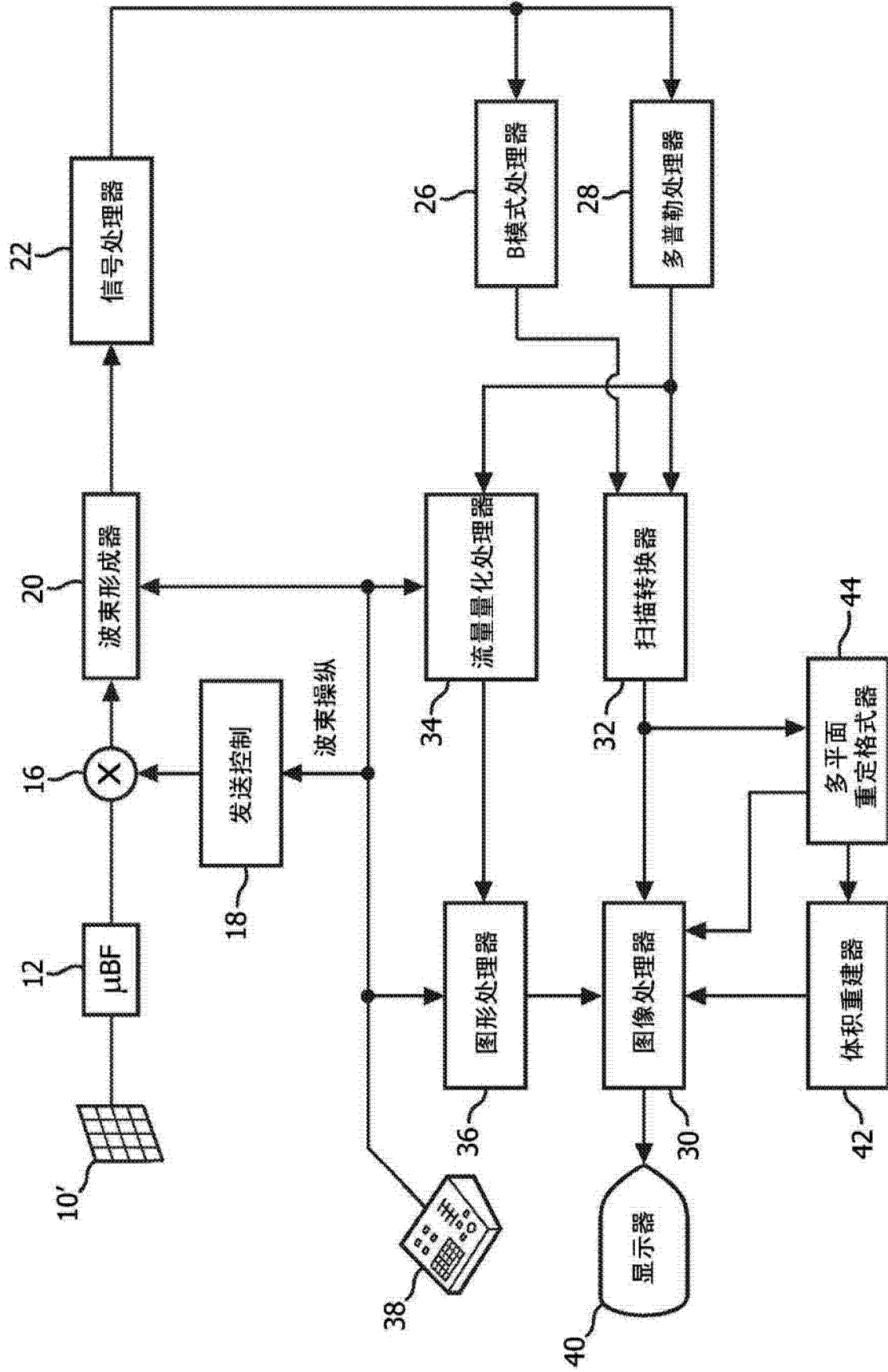


图 1

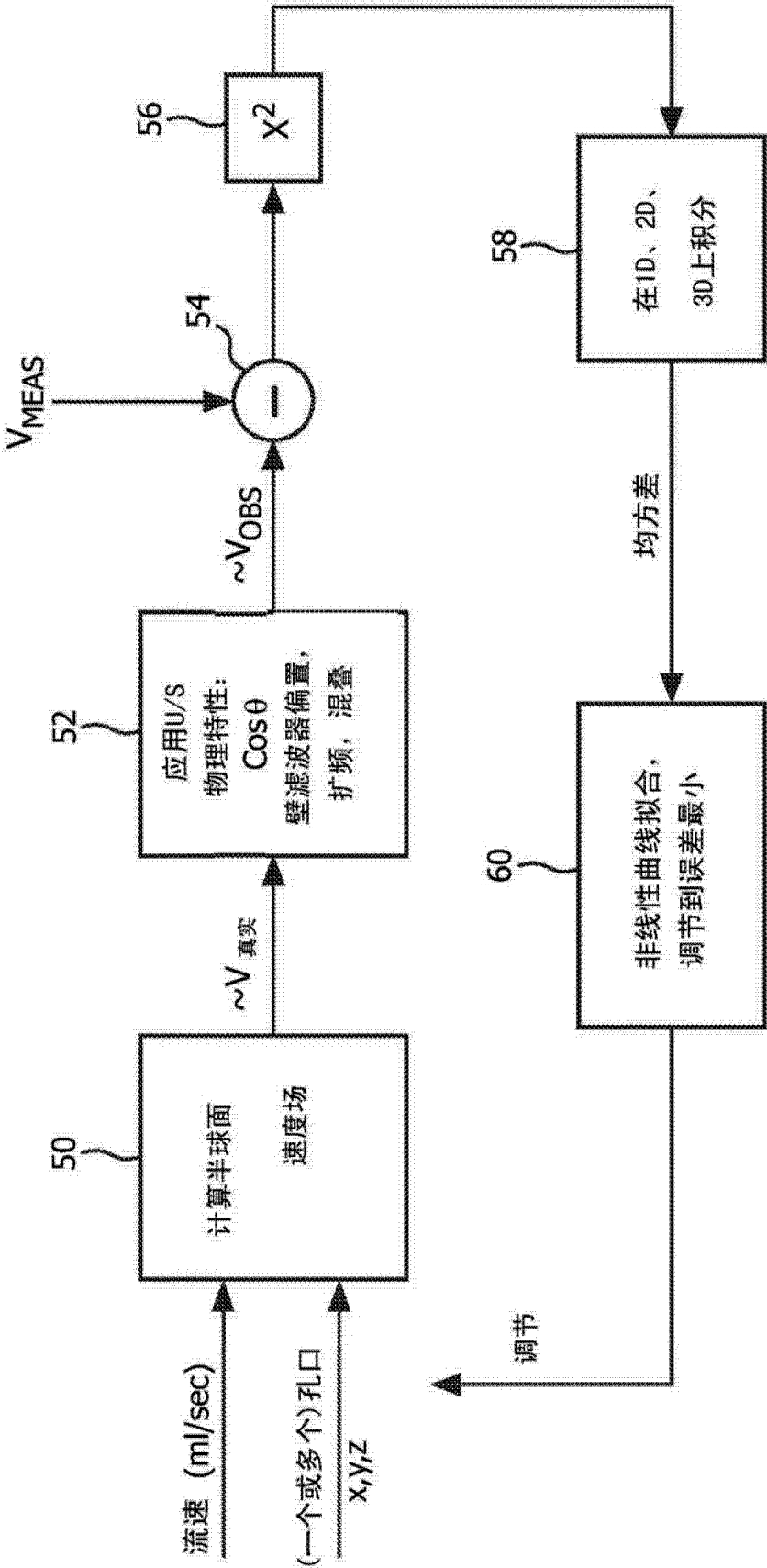


图 2

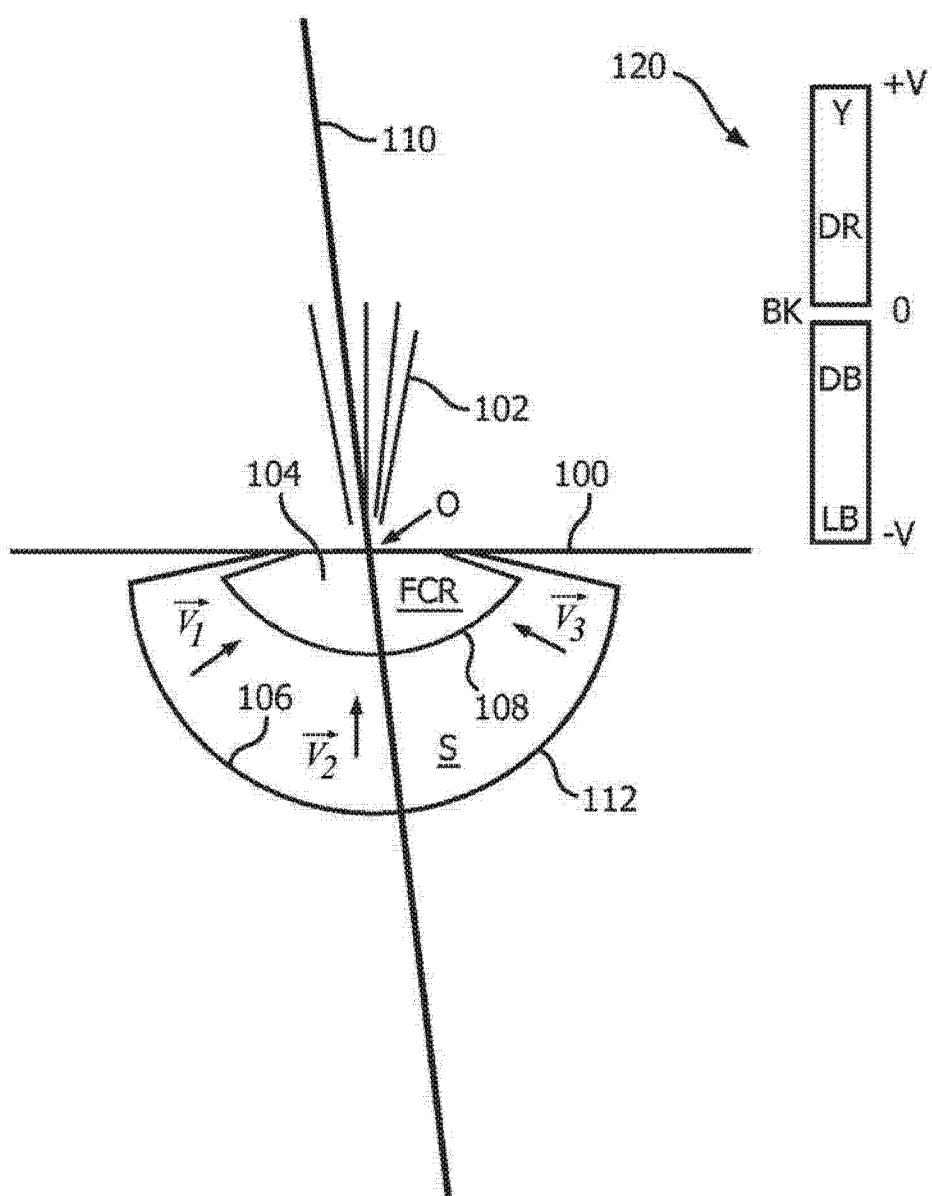


图 3

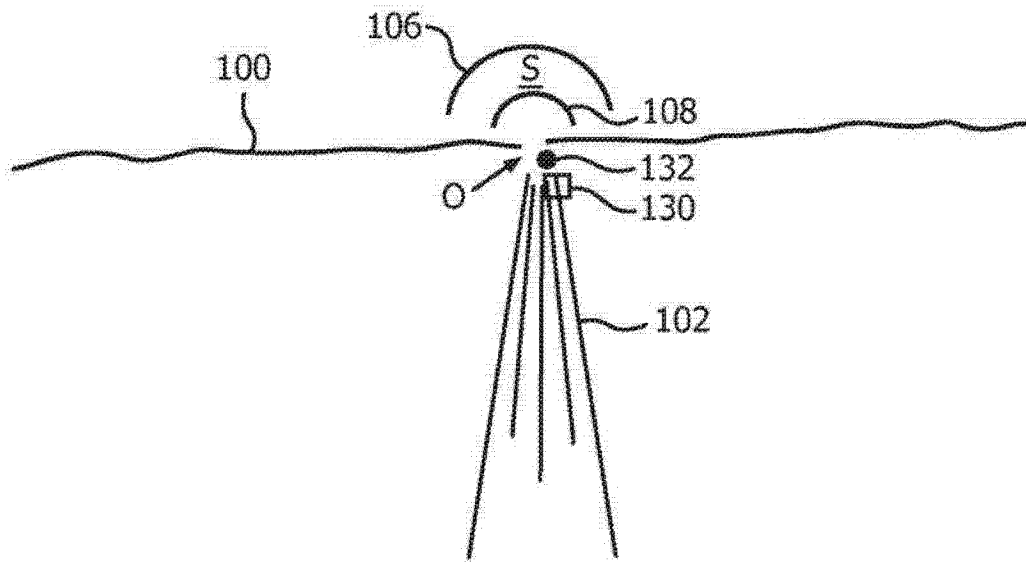


图 4

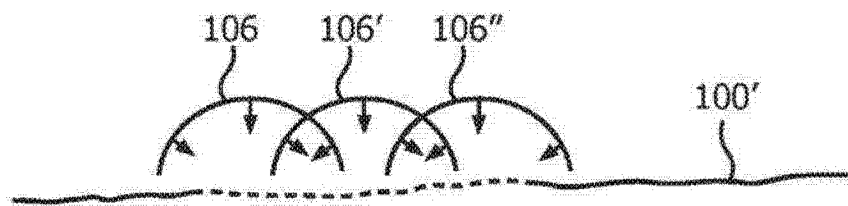


图 5

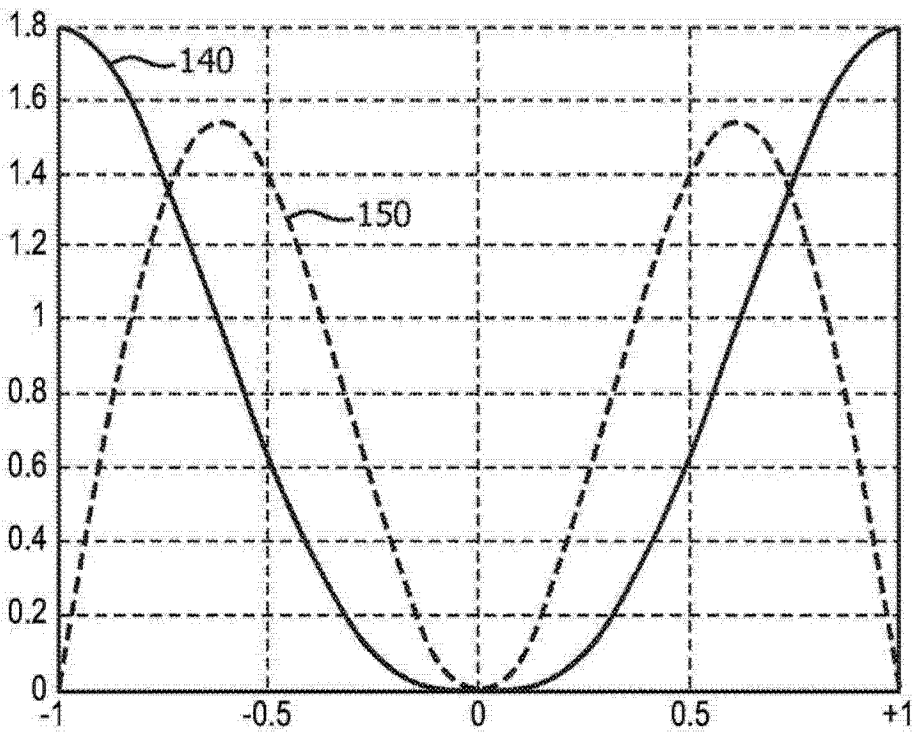


图 6

专利名称(译)	超声图像中二尖瓣返流口位置的自动识别		
公开(公告)号	CN103269644B	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201180061902.0	申请日	2011-12-16
[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	Q魏 KE蒂勒 A约加内森 CH叶		
发明人	Q·魏 K·E·蒂勒 A·约加内森 C·H·叶		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8981 G01S15/8984 G01S15/8993		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/426669 2010-12-23 US 61/466059 2011-03-22 US		
其他公开文献	CN103269644A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种量化通过二尖瓣的返流的超声诊断成像系统，其包括，在超声图像中自动指示返流口的位置。临床医师对所述返流口进行成像并且在所述图像中指示所述返流口的假定位置。流量量化处理器响应于由所述临床医师估计的该初始位置以计算所述孔口位置的细化的估计。经细化的位置由所述成像系统在所述超声图像上指示，所述指示通过重新定位由所述临床医师放置的图标来进行，或者通过在所述图像上在经细化的位置处显示第二图标来进行。

