

1. 一种用于测量返流的诊断超声系统,包括:

具有换能器阵列的超声探头,其用于向身体中返流的位置发射超声能量并从所述身体中所述返流的位置接收超声回波;

图像处理器,其响应于所接收的回波,用于产生所述返流的位置的超声图像;

多普勒处理器,其响应于所接收的回波,用于产生所述返流的位置附近的血流速度的多普勒超声测量结果;

流动量化处理器,其被配置为产生所述返流的位置附近的流速场的模型,将从所述模型导出的近似流速值与所述多普勒处理器产生的速度测量结果进行比较,并响应于所述比较调节所述模型;以及

显示装置,其耦合到所述图像处理器和所述流动量化处理器,用于显示所述返流的位置的所述超声图像以及从所述流速场的经调节的模型导出的流量测量结果。

2. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述流动量化处理器还被配置为针对当使用超声系统测量速度时遇到的因素,来调节近似流速值。

3. 根据权利要求2所述的诊断超声系统,其中,所述因素包括由于用于测量速度的所述超声系统的超声物理性质和操作参数而产生的影响中的至少一个。

4. 根据权利要求3所述的诊断超声系统,其中,所述因素之一包括多普勒角度。

5. 根据权利要求3所述的诊断超声系统,其中,所述因素之一包括壁滤波器偏置。

6. 根据权利要求3所述的诊断超声系统,其中,所述因素之一包括多普勒频谱加宽。

7. 根据权利要求3所述的诊断超声系统,其中,所述因素之一包括混叠效应。

8. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述流速场包括孔口附近的接受区域,所述接受区域呈现二维弧形形状。

9. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述流速场包括孔口附近的接受区域,所述接受区域呈现三维半球形状。

10. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,其中,响应于所述比较调节所述模型包括调节从所述模型导出的近似流速值。

11. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,其中,响应于所述比较调节所述模型包括调节所述流速场的形状。

12. 根据权利要求11所述的诊断超声系统,其中,经调节的所述流速场的形状包括抛物线形状、扁平圆形状、抛物面或扁球体中的一种。

13. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,其中,响应于所述比较调节所述模型包括调节返流孔口的位置或者到返流孔口的距离。

14. 一种用于利用超声系统评估返流的方法,包括:

利用超声探头和图像处理器对身体中返流的位置进行成像;

产生所述返流的位置附近的流速场的模型;

产生所述返流的位置附近的血流速度的多普勒超声测量结果;

将从所述模型导出的近似流速值与所述血流速度的多普勒超声测量结果进行比较;

响应于所述比较调节所述模型的一个或多个参数;并且

显示所述返流的位置的超声图像以及从经调节的模型的参数导出的流动测量结果。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括在所述比较的步骤之前,针对所述超声系统

的超声物理性质或操作参数中一个或多个的影响,调节所述流速场的所述模型。

16. 根据权利要求 14 所述的方法,其中,产生还包括产生位于返流孔口附近的弧形流速场的模型。

17. 根据权利要求 14 所述的方法,其中,产生还包括产生位于返流孔口附近的半球流速场的模型。

通过超声波成像分析二尖瓣返流

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求享有 2010 年 12 月 23 日提交的美国临时专利申请 61/426669 的权益。

技术领域

[0003] 本发明涉及医学诊断超声系统,具体而言,涉及使用诊断超声成像系统分析二尖瓣返流。

背景技术

[0004] 返流是一种严重的医学状况,其需要分析和适当的处置。刚好在左心室收缩以向身体中泵送血液之前,二尖瓣必须完全闭合,从而使得收缩将所有血流喷射到主动脉中。如果该瓣膜未完全闭合,左心室中的一些血液将通过不完全密封的瓣膜中的开口喷射回左心房。这种血液的回流,通常为通过不完全闭合的瓣膜小叶向回喷出的血流的小的瞬间的喷射,减小了从心脏的血液流出,并且因此降低了每次心脏收缩的效率。那么心脏必须要更快地泵送,以便为身体供给其必要的滋养血流供给。由于其效率低,心脏过度工作,从而导致心力衰竭。

[0005] 临床医生多年来已经使用超声成像来尝试检测返流血流。最初是通过查看心脏左侧的超声图像中血液的上述喷射来完成瓣膜返流的超声检测的。在过去二十年期间,通过二维(2D)彩色流动多普勒成像已经方便了对喷射的观察,在二维(2D)彩色流动多普勒成像中,通过仔细搜索泄漏心脏瓣膜附近这些异常局部流速来检测血液小喷射的高速和湍流。不过这样的图像平面的采集给这种主观方式提出了挑战:在所述图像平面中,喷射是最普遍存在的,并且喷射与心脏、瓣膜运动和二尖瓣附近的血流湍流以及喷射的瞬间发生耦合。近年来,在能够通过超声方式观察喷射位置的情况中,临床医生使用称为 PISA(邻近等速表面积法的缩写)的技术,以尝试对返流血流进行量化。在这种方法中,通过彩色流动多普勒成像对嫌疑瓣膜和 LV 心室内部以及邻近瓣膜的区域成像。在发生喷射的时候,在邻近区域中形成流动会聚区域(FCR),因为该区域中的血流速度会瞬间向返流孔口加速。这种流动模式在彩色流动图像中导致混叠,因为流速瞬间超过用于彩色流动图像的速度范围。此刻捕获并在显示屏上定格彩色流动图像。之后测量 FCR 第一混叠线处的速度 v ,并测量从该混叠线到瓣膜孔口的假定中心的距离 r 。之后使用这两个测量结果,使用表达式 $Q_t = 2 \pi r^2 v$ 计算通过该孔口的流率。

[0006] 当执行这种流程时会出现若干困难。一个困难是,当在彩色流动图像中捕获喷射时在喷射最大峰值处获得最大的准确度。心脏周期期间喷射的持续时间能够仅为 300–450 毫秒,然而,典型的彩色流动帧速率可能在 10–20 帧每秒的范围中。因此,有可能彩色流动图像帧之一的采集时间与当喷射恰好处于其峰值时的时刻不相同。临床医生能够针对额外的心动周期重复彩色流动采集序列,或者能够满足于由在恰好喷射峰值之外处进行测量而造成的不准确性。

[0007] 另一个问题是,在彩色流动图像中不容易界定瓣膜孔口的中心。瓣膜组织产生大

的超声反射,并且当进行扫描时快速运动,因而在图像中能够呈现为大块的模糊或不清楚的块体。因此,测量结果 r 的准确度能够因为不能估计孔口的精确位置而受到影响。

[0008] 第三个问题是,基本 PISA 技术仅仅是单个的一维测量。仅进行一次速度测量,并且在计算中仅使用单个到孔口的半径 r 。该方法假设 FCR 中血流的其余部分与单个测量的部分表现相同。显然,进行单个测量中的任何不准确都将产生不准确的结果。

[0009] 试图消除这些不准确性的基本 PISA 技术的扩展是在二维图像中描绘 FCR 外边界的弧周围进行多次速度测量。测量从每个速度测量点到孔口的距离 r ,并且使用多个测量结果计算流量 Q_t 。尽管多个测量可以防止对单个不准确测量的依赖,但出现了另一个问题。一般通过如下方式完成单个测量(1D)技术:通过心脏顶端并直接通过假定的返流孔口瞄准超声探头的中心射束,并沿这条射束线测量速度 v 和距离 r 。在射束线因而与返流的这种矢量对准时,测量的速度将是准确的,并且不受非零多普勒角度的影响。如所知的,超声多普勒速度测量受到流动方向和超声射束方向之间角度的影响。与射束方向直接一条线上的流动将得以准确测量,而与射束方向成非零角度的流动将由角度的余弦减小。与射束方向正交(90°)的流动将不会产生多普勒响应。因此,必须要根据流动矢量与射束方向之间的角度来校正超声测量的多普勒速度,以便产生更准确的速度测量结果。在 2DPISA 技术的情况下,由于在进行速度测量的每个点处的其流动矢量和射束方向之间的角度变化,沿 FCR 弧的额外速度测量将是不准确的。因此,尽管多个测量能够补偿单个速度测量中出现的误差,但合计的测量将由于每个测量点处多普勒角度的变化而不充分测量流率。

[0010] PISA 技术中固有的又一个问题是,在瓣膜的返流孔口的精确位置的获知中的不准确。如上文提到的,由于血流向着孔口并通过孔口突然加速,所以在瓣膜泄漏附近,普遍存在彩色流动图像中的混叠。因此,彩色流动图像因孔口附近多普勒图像中混叠颜色的闪现而混乱。此外,在心脏收缩期间二尖瓣平面是运动的。由于 PISA 技术的准确度依赖于为了测量距离 r 的对孔口位置的获知,对于精确获知孔口位置的这些障碍能够导致不准确的 r 测量,并因此导致流率的不准确计算。实验证明,孔口位置小到一个毫米的误差都能够导致在计算通过漏洞的流率中的显著误差。此外,已知许多返流瓣膜没有单个的针孔漏洞,而是沿不精确瓣膜闭合的缝隙的漏洞。因此,假设漏洞是由通过瓣膜的单个针孔造成可能不是有效的。

发明内容

[0011] 因此,期望提供一种用于量化二尖瓣返流的流率和体积流量的方法和装置,其克服了 PISA 技术的以上限制。本发明的目的是准确识别瓣膜返流的孔口的精确位置。本发明的另一目的是在每个测量位置进行不受多普勒角度影响的一系列测量。本发明的另一目的是能够识别和量化不仅由于单个针孔漏洞,而且由于沿瓣膜闭合的缝隙导致的二尖瓣返流。

[0012] 根据本发明的原理,描述了一种用于量化返流血流的超声诊断成像系统和方法。在返流瓣膜的超声图像中二尖瓣漏洞的假设位置附近描绘了血流的弧形(二维)或半球(三维)区域。所述区域的内边界处在与漏洞的孔口相邻的混叠区域处或刚好超过与漏洞的孔口相邻的混叠区域,并且所述区域的外边界从所述内边界向外并且与所述内边界同心。对返流做出初始假设,包括假设返流孔口的位置。使用这些假设来计算返流的速度场模型。根

据超声系统的超声物理性质和 / 或设置来调节模型的参数,以确定在所描绘区域中的待由超声系统观察的预期速度矢量, V_{OBS} 。由超声系统在所描绘区域之内进行速度测量,并且将测量的速度与预期的速度相比较。计算测量值与预期值之间的差异,并通过非线性曲线拟合,对模型值中的一个或多个进行调节。迭代地重复所述处理,直到预期值和测量值能接受地收敛。能够使用经迭代调节的模型参数来产生流率或瓣膜中泄露孔口位置的量化测量。

[0013] 根据本发明的另一方面,通过以上过程自动更新所述超声图像中所述返流孔口的初始假设位置,以在所述图像中指示所述孔口的实际位置。因此,尽管在二尖瓣附近存在图像混乱,也向临床医生显示出所述返流孔口的精确位置。

[0014] 根据本发明的又一方面,在沿着二尖瓣的多个空间位置处重复以上技术。在所述空间位置处测量的合计返流提供了由是二尖瓣闭合中的缝隙而不是单个的泄露针孔口的返流漏洞造成的返流的测量。

[0015] 根据本发明的另一方面,描述了若干壁滤波器特性,所述壁滤波器特性对于根据本发明的返流测量的实施方式是优选的,其包括这样的壁滤波器:所述壁滤波器具有在中等流速下到达峰值的特性,中等流速常常在邻近返流孔口的流动区域中发现。

附图说明

[0016] 在附图中:

[0017] 图 1 以框图形式图示了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。

[0018] 图 2 为图示了图 1 的流动量化处理器的功能的框图。

[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超声图像,所述超声图像具有一开始假设的孔口位置和自动指示的孔口位置。

[0021] 图 5 图示了根据本发明的用于量化沿瓣膜的缝隙的返流的技术。

[0022] 图 6 图示了适用于本发明的超声系统中的壁滤波器的响应特性。

具体实施方式

[0023] 首先参考图 1,以框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。在图 1 中,在超声探头 10 中提供了换能器阵列 10',以用于发射超声波并接收回波信息。换能器阵列 10' 优选为能够在三维中,例如在关于二尖瓣位置的高度和方位角中,进行扫描的换能器元件的二维阵列,以用于进行 3D 成像。所述换能器阵列耦合到所述探头中的微射束形成器 12,微射束形成器 12 控制阵列元件的信号发射和接收。如美国专利 5997479(Savord 等人)、6013032 (Savord) 和 6623432 (Powers 等人) 中描述的,微射束形成器能够对换能器元件的组或“片”接收的信号进行至少部分射束形成。由探头线缆将所述微射束形成器耦合到发射 / 接收(T/R) 开关 16,发射 / 接收(T/R) 开关 16 在发射和接收之间切换,并保护主射束形成器 20 以避免高能发射信号。由耦合到所述 T/R 开关和射束形成器 20 的发射控制器 18 指导在微射束形成器 12 控制下的来自换能器阵列 10 的超声射束的发射,发射控制器 18 从用户对用户接口或控制面板 38 的操作接收输入。由所述发射控制器控制的功能之一是引导射束的方向。可以从(正交于)换能器阵列的正前方,或在针对更宽视场的不同角度下引导射束。

[0024] 将微射束形成器 12 产生的部分射束形成的信号耦合到主射束形成器 20,在那里将来自元件各个片的部分射束形成的信号被组合成完全射束形成的信号。例如,主射束形成器 20 可以具有 128 个通道,其每个都从 12 个换能器元件的片接收部分射束形成的信号。以这种方式,由二维阵列的超过 1500 个换能器元件接收的信号能够有效贡献于单个射束形成的信号。

[0025] 将射束形成的信号耦合到信号处理器 22。信号处理器 22 能够通过多种方式处理所接收的回波信号,所述多种方式诸如为带通滤波、抽选、I 和 Q 分量分离以及谐波信号分离,谐波信号分离用于分离线性和非线性信号,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性回波信号。所述信号处理器还可以执行额外的信号增强,诸如斑点减少、信号混合和噪声消除。

[0026] 将所处理的信号耦合到 B 模式处理器 26 和多普勒处理器 28。B 模式处理器 26 采用幅度检测以对身体中的结构成像,所述结构诸如是心壁组织、二尖瓣以及血细胞。可以以谐波模式或基本模式,或者两者的组合,来形成身体结构的 B 模式图像,如美国专利 6283919 (Roundhill 等人)和美国专利 6458083 (Jago 等人)中所描述的。多普勒处理器 28 处理来自组织和血流的时间上有区别的信号,以用于检测图像场中物质的运动,诸如血细胞的流动。多普勒处理器通常包括壁滤波器,所述壁滤波器具有这样的参数:可以设置所述参数以通过和 / 或拒绝从身体中选定类型的材料返回的回波。例如,能够将所述壁滤波器设置为具有通带特性,所述通带特性通过来自较高速度材料的相对低幅度的信号,而拒绝来自较低或零速度材料的相对强的信号。这种通带特性将通过来自流动血液的信号,而拒绝来自附近静止或缓慢运动对象的信号,诸如来自心壁的信号。反转特性将通过来自心脏运动组织的信号,而拒绝血流信号,以用于所谓的组织运动的组织多普勒成像、检测和描绘。所述多普勒处理器接收并处理来自图像场中不同点的时间离散回波信号的序列,来自特定点的回波序列称为系综(ensemble)。能够利用多普勒频率与指示血流速度的速度的对应性,使用以在相对短间隔上的快速相继方式接收的回波系综来估计流动血液的多普勒频移。使用在更长时段上接收的回波系综来估计更慢流动血液或缓慢运动组织的速度。针对迅速发生喷射的二尖瓣返流评估,一般采用短系综长度(更少样本),从而能够实现高的采集帧速率。

可以通过 $\Delta f = \frac{2vf_0 \cos \theta}{c}$ 形式的方程估计多普勒频移 Δf , 其中 f_0 为发射频率, c 是超声传播速度, v 是速度, 并且 θ 是射束方向和血流方向之间的角度。

[0027] 将由 B 模式和多普勒处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描转换器 32 和多平面重新格式化器 44。所述扫描转换器以这样的空间关系布置回波信号:从所述空间关系,以期望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成二维(2D)扇形格式或锥形三维(3D)图像。所述扫描转换器能够在 B 模式结构图像上叠加颜色以产生彩色多普勒图像,所述颜色对应于图像场中在与它们多普勒估计速度对应的点处的运动,所述彩色多普勒图像描绘了图像场中组织和血流的运动。所述多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像,如美国专利 6443896 (Detmer) 中所描述的。体积绘制器 42 将 3D 数据集的回波信号转换成如从给定参考点处观看的投影 3D 图像,如美国专利 6530885 (Entrekin 等人) 中所描述的。从扫描转换器 32、多平面重新格式化器 44 和体积绘制器 44 将 2D 或 3D 图像耦合到图像处理器

30 以用于进一步增强、缓冲和暂时存储,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动量化处理器 34。所述流动量化处理器如下所述运行,以产生通过返流孔口的流率、通过所述孔口的体积流量以及所述孔口的空间位置的测量。所述流动量化处理器可以从用户控制面板 38 接收输入,所述输入例如为如下描述的孔口位置的初始估计。将来自所述流动量化处理器的输出数据耦合到图形处理器 36,以用于利用显示器 40 上的图像再现来自所述处理器的输出数据。图形处理器 36 还能够生成图形叠加,以用于和超声图像一起显示。这些图形叠加能够包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期与时间、成像参数等。出于这些目的,所述图形处理器从用户接口 38 接收输入,所述输入例如为键入的患者姓名。所述用户接口还耦合到发射控制器 18 以控制来自换能器阵列 10' 的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。所述用户接口还耦合到多平面重新格式化器 44,以用于根据如下描述的本发明,选择并控制多个多平面重新格式化的(MPR)图像的显示,所述显示可以用于量化 MPR 图像中的返流。

[0029] 图 2 描述了图 1 的流动量化处理器的运行。所述处理器基于如下描述的在包含区域之内的采样点处的流速场的数学模型。在 2D 图像实施例中,所述包含区域优选为由以返流孔口位置 $\{x_0, y_0, z_0\}$ 为中心的两个弧描绘的弧形条带。在 3D 图像实施例中,所述弧形条带为半球形壳体的形式,如下文结合图 3 描述的。在优选实施例中,该模型为如下形式的流速场的矢量速度模型:

[0030]

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

[0031] 或

[0032]

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

[0033] 其中针对流动矢量 $\vec{F}$, $|V(r)| = \vec{F} / 2\pi r^2$, 并且 r 是从所述包含区域中三维坐标为 (x, y, z) 的点到返流孔口的距离,并且所述孔口位于三维空间中的坐标 $\{x_0, y_0, z_0\}$ 处。这意味着,当用矢量方式表达以指示到达所述孔口的方向时,距离 r 的形式为

$$[0034] \quad \vec{r} = \{x - x_0, y - y_0, z - z_0\}$$

[0035] 在图 2 的方框 50 中,以这种方式对所述包含区域中每个点的流速进行建模。一开始,该模型能够以针对未知参数的假定的或估计的值开始,所述未知参数包括流量 $\vec{F}$ 和返流孔口的位置 $\{x_0, y_0, z_0\}$ 。例如,该模型能够以作为返流的公称特性的参数开始。用户能够输入参数,例如通过在超声图像中指示返流孔口的假设位置。或者能够使用诸如 PISA 的已知技术来计算用作针对流速场的起始参数的值。

[0036] 流速场模型对速度矢量进行近似,如果已知真实的生理速度矢量,这会是准确的。在方框 50 的输出处将由该模型近似的速度矢量指示为 $\sim V_{\text{真实}}$ 。方框 52 之后由于诸如所用超声系统的超声物理性质和操作参数的实际因素,对 $\sim V_{\text{真实}}$ 施加一些限制和调节。考虑到由超声系统观察到的实际速度值,之后调节或缩放流速场模型以将这些实际因素考虑进

来。能够对其进行调节的实际因素之一是多普勒角度。如上文提到的,仅当流动方向与超声射束方向一致时,即多普勒角度为零时,超声系统执行的多普勒测量才是精确准确的。针对射束方向和流动方向之间的所有其他角度,对速度测量不充分。在上文提出的多普勒频移方程中,在结果中由 $\cos \theta$ 项对多普勒角度加权,其中 θ 为多普勒角度。超声系统的另一个实际因素是壁滤波器偏置。多普勒壁滤波器通常呈现出非线性特性,这对于血流检测而言,将在 DC (无运动) 处具有零响应,并在选定的 $\pm f$ 高频处上升到最大响应。或者,如下文讨论的,所述壁滤波器能够在低于由系统采样率的尼奎斯特极限指定的频率处呈现出最大响应。在其处测量多普勒频移的身体中的样本体积将不是身体中的单个点,而是将具有有限的尺寸,从而导致多普勒信号的返回指示速度的范围。所述壁滤波器的非均匀响应能够导致宽范围的速度以在响应特性的不同位置经历更大的增益,例如,更大幅度地强调较高速度,而非较低速度。这种非均匀响应能够产生速度分布的感觉中心的偏移,这称为壁滤波器偏置。也能够通过调节模型考虑壁滤波器偏置效应。能够考虑的另一相关因素是谱分布,即由从样本体积到阵列换能器的活动孔径的每个接收元件的不同路径和角度导致的多普勒谱变宽效应。参见美国专利 5606972(Routh)。能够考虑的又一因素是混叠效应,即当血流运动速度超过能够由回波系统的采样率的尼奎斯特极限清晰检测的速度时,多普勒频率和速度的误报。在方框 52 中,通过对流速场模型进行点积调节而考虑诸如这些因素的因素,针对前面描述的模型,所述流速场模型可以为如下形式:

[0037]

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

[0038] 其中 $\vec{n}_{扫描}$ 是正在针对其进行调节的物理和超声系统因素的矢量表达。图 2 中所示的结果是 V_{OBS} , 即由预期效应以及在超声系统测量的信号中的预期内容所调节的模型。

[0039] 比较器 54 将来自流速场模型的预期速度值 V_{OBS} 与多普勒处理器 28 产生的来自场中的点(采样体积)的实际速度测量结果 V_{MEAS} 进行比较。在方框 56 中,将预期值和接收值之间的差求平方,以产生针对每个点的误差项。在整个包含区域上对所述误差项积分以从整个区域产生均方误差项,所述整个包含区域可以是一维(例如,1D 线)、二维(例如,2D 线弧形区域)或三维(例如,3D 半球形壳体)包含区域。之后使用所述误差项调节场模型的参数,例如 r 和流率,以导致后续测量的误差项的减小。优选的调节技术是使用非线性曲线拟合以向着误差减小的方向调整所述模型。可以使用的一种这样的非线性曲线拟合技术是 Levenberg-Marquardt 算法,该算法细化返流孔口位置的坐标以及朝向或通过所述孔口的流量 $\vec{F}$ 或流率(Q_i)。

[0040] 迭代地重复图 2 的循环以减小所述误差项。每次通过循环,更精确调整的场模型就得以调节并与来自接受区域的超声速度测量结果进行比较,从而迭代地减小所述误差项。当已经将所述误差项减小到能接受的低值时,该模型呈现出孔口位置和通过孔口的血流的期望实际测量结果。这些项以及如期望的其他项产生为流动量化处理器 34 的输出并在显示器上将其呈现给用户。

[0041] 图 3 是概略的 2D 超声图像,其图示了本发明的实施以测量二尖瓣返流。线 100 表示存在通过孔口 0 的返流泄露的二尖瓣平面。当左心室收缩时,血液喷射 102 逃逸回右

心房。在 PISA 方法中,将由延伸通过孔口 0 的多普勒射束 110 探寻这种喷射。美国专利 6719697 (Li) 提出了对 PISA 技术的改进,其中从多普勒射束 110 的位置在心脏周期上产生彩色 M 模式显示。设置彩色多普勒显示处理器以在图像右侧显示由彩色条 120 指示的极限,彩色条 120 以相对方向从零速度中心参考(BK= 黑色)延伸到 +V 和 -V 的最大速度。根据速度的这个范围显示颜色的范围(Y= 黄色 ;DR= 暗红 ;等)。当测量的速度超过 +V 和 -V 的尼奎斯特极限时,产生混叠。与孔口紧邻的是流动会聚区域(FCR)104。在流动会聚区域之外的是由本发明的实施方式使用的接受区域 112 (S)。

[0042] PISA 技术和本发明两者都以如下假设为前提:在左心室中孔口附近返流将会聚并向孔口位置 0 流动。这由接受区域 S 中的流动矢量 $\vec{V}_1$ 、 $\vec{V}_2$ 和 $\vec{V}_3$ 指示。但如多普勒射束 110 的方向图示的,即使当使用相控阵列扇形探头的变化射束角时,实际上并非所有流动矢量与射束方向对准。因此,针对不同的流动矢量将有不同大小的多普勒角度,如上文描述的,在图 2 的方框 52 中对流速场模型进行多普勒角度调节考虑了这一点。

[0043] FCR104 的彩色多普勒图像将是混乱而不稳定的。这是因为,在这个区域中,血细胞的空间取向和血流速度非常迅速地改变,因为在心脏收缩期间血流会改变方向并瞬间向孔口 0 加速。在这个间隔期间采集的系综样本常常彼此不相关,这消除了通常多普勒估计处理器所依赖的系综之内的相关性。结果,即使认为 FCR 之内的流动可以是大致层流的,但彩色流动显示能够是强烈湍流和混叠。优选将接受区域 S 的内边界 108 设置到流动会聚区域 104 之外,以避免利用来自 FCR 的不稳定速度估算。设置边界 108 的一种方式是将设置在速度剪切边界处或超过速度剪切边界。能够参考彩色流动显示完成这一点,或者参考速度剪切阈值自动完成这一点。

[0044] 可以相对于能够测量的速度来设置接受区域的外边界 106。尽管返流的速度在孔口附近相对高,但离所述孔口距离越大,它们逐步变得越低。能够将外边界 106 设置在距孔口 0 这样的距离处:在该距离处,仍然能够可靠地测量低多普勒速度。可以相对于尼奎斯特极限的百分比或相对于低流速,例如 5mm/sec,确定这一距离。因此能够将外边界 106 设置在这样的距离:在该距离处,多普勒处理器仍然能够实现对低流动的能接受灵敏度。

[0045] 在图 3 范例中的接受区域 112 被看作具有在孔口 0 处的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。一维实施方式和模型可以仅考虑例如弧 108 和 106 之间的射束线 110 的线段。二维实施方式会是对诸如图 3 中接受区域 112 的平面接受区域采样的实施方式。三维实施会考虑弧形接受,例如 112,但在以所述孔口为中心的整个半球中。对于二维和三维实施方式,预计会有更高准确度。优选的实施方式将使用如图 1 所示的具有二维阵列换能器的 3D 成像探头,其中在孔口周围的半球或四分之一球体积壳体中进行采集和建模。能够利用二维成像实现更高帧速率,在这种情况下,可以利用多平面重新格式化器 44,从 3D 探头扫描的体积选择通过所述孔口和喷射的 MPR 帧。能够以高采集帧速率重复扫描期望的平面,并且利用 2D MPR 图像中所示的二维接受区域完成速度测量和流动计算。

[0046] 尽管如图 3 所示能够存在从那里流动以环流模式向所述孔口会聚的接受区域,但已经发现在一些情况中存在其他非环流模式。换言之,指向所述孔口的流动矢量可以被布置为纯圆弧以外的模式。作为图 3 圆形的备选,接受区域可以具有抛物线或扁平圆形的形状。在三维实施方式中,接受区域可以是抛物面或扁球壳体。接受区域,即在其中与模型相

比较地测量速度的区域或体积,其形状可以在迭代通过图 2 的处理循环期间动态改变,从而该过程将调整并会聚到接受区域,所述接受区域具有从用于初始模型中的形状改变的形状。

[0047] 如之前提到的,临床医生常常难以准确定位超声图像上微小返流孔口的位置。当心脏不收缩时,所述孔口不存在,并且在其存在时,其位置被所得湍流,诸如在流动会聚区域附近的那些湍流的成像伪影破坏。根据本发明的另一方面,本发明的实施方式能够自动在超声图像上指示泄漏孔口的位置。图 4 图示了超声图像,其中前面结合图 3 描述的元件具有相同的附图标记。这幅图像还包括小框 130,小框 130 由临床医生在开始诊断时放置在图像上,以指示返流孔口的假设位置。由临床医生操纵对诸如跟踪球的控制面板 38 的控制,以在图像中临床医生认为所述孔口所在的位置放置图标 130。使用指示的孔口图标 130 的坐标引发图 2 中所示的流动量化处理器的处理,由此将所述坐标用作方框 50 的数学模型中的所述孔口的初始坐标。处理器 34 响应于测量速度值 V_{MEAS} 的接收迭代地细化指向孔口位置的流速矢量的建模值。已经发现孔口位置的垂直放置对模型速度矢量与测量速度值的收敛具有最大影响。在心缩期期间心脏收缩同时,收缩运动导致二尖瓣在图像中向着左心室中心垂直运动。因此,心脏的自然收缩运动能够是返流评估中最大误差的来源。处理器 34 迭代地细化孔口位置,以减小边界 106 与 108 之间的流速场(接受区域 S)中测量速度值与估计速度值之间的误差不一致。在流动量化处理器迭代地收敛于所述孔口的真实坐标时,最后确定的坐标由流动量化处理器 34 和图形处理器 36 用于自动将孔口图标 130 移动到图像中计算出的坐标。或者,所述图形处理器将在显示器上在迭代模型调节确定的真实坐标位置处放置另一个(计算出的)孔口图标 132。如之前提到的,小到 1mm 的所述孔口的错误放置就能够显著影响孔口流率和体积流量的计算,体积流量是流率在这样的时间上的积分:在所述时间期间,心脏收缩(大约为心脏周期的 1/3)。流量体积将在收缩间隔的大致中间处到达峰值。在图 4 中可以看出,该系统已经将计算出的孔口图标 132 放置在图像场中其真实位置处,这与临床医生对孔口位置的初始估计不同。当利用 2D 成像执行超声研究时,孔口坐标将一般在 (x, y, z) 笛卡尔坐标中。当使用 3D 成像时,一般将采用球 (r, θ, ϕ) 坐标系。此外,如图 4 的超声图像图示的,在显示的超声图像中图形描绘了接受区域 S,并且在显示器上显示的接受区域的显示形状和图形描绘中并入了对所述接受区域形状的任何修改。

[0048] 如上文提到的,返流孔口并非始终作为闭合瓣膜中的单一针孔口漏洞而存在。可以由缝隙开口或多个小漏洞产生漏洞。图 5 是使用本发明实施方式评估瓣膜闭合中的缝隙和多个漏洞的流率和体积流量的图示。如图 5 图示的,针对沿泄露二尖瓣 100' 排列的一系列孔口位置执行本发明的过程。能够使用这些离散针孔口位置对闭合瓣膜中的复杂的缝隙状孔口或多个孔口建模。图 5 示出了三种这种确定的范例,每种确定都具有其自身的接受区域和流动矢量(由小箭头指示),所述接受区域由外部区域边界 106、106' 和 106'' 指示,所述流动矢量指向沿瓣膜 100' 的不同孔口位置的会聚。以矢量方式将与每个针孔口相关联的矢量速度场与其他孔口相结合,从而与单个结合的矢量速度场一起定义了单个结合在接受区域。针对多个孔口,结合的矢量速度场现在近似于真实的生理速度矢量($\sim V_{真实}$,图 2 中方框 50 的输出)。结合矢量速度场的处理确定了与沿二尖瓣闭合的整个缝隙对应的所有针孔口的流率或体积流量。尽管图 5 给出了从三个针孔口生成的矢量速度场范例,但可以使用任意数量的孔口对缝隙进行充分建模。可以如图 5 中所示的,结合用于每次测量的

接受区域,因为针对结合孔口确定的流动是指向沿缝隙的唯一孔口或位置的矢量流动。在三维实施方式中,测量线不限于平面中的直线,而可以跟随二尖瓣小叶闭合的非线性路径。

[0049] 图 6 图示了可以在本发明的实施方式中采用的两个多普勒壁滤波器的响应特性。图 6 的制图的横坐标单位是采样数据壁滤波器的尼奎斯特极限,其中 +1 和 -1 的极限是对应于血流速度的滤波器的归一化尼奎斯特极限。零(DC 或无流量)状况处于中心。纵坐标指示滤波器特性的相对幅度响应。响应曲线 140 是典型的用于测量血流的壁滤波器响应曲线,并且其可以用于本发明的实施方式中。这种特性在中心具有零响应,从而导致对诸如静止血管壁的静止对象没有响应。可以看出,响应随着曲线从零向外延伸而逐渐增大,最大响应在尼奎斯特极限处,其针对在选定采样间隔处无混叠情况下能检测的最高速度流动。结果,这种响应特性对于最高流速下的流动最灵敏。

[0050] 响应曲线 150 是针对本发明实施方式的壁滤波器通常优选的响应曲线。可以看出,这条曲线 150 的响应在相对高但中等的采样率下达到峰值,刚好高于 ± 0.5 尼奎斯特,优选在 $1/2$ 到 $2/3$ 尼奎斯特的范围中,并在尼奎斯特极限处下降到零响应。这种滤波器特性被设计为对较低流速更灵敏,在接受区域 S 的外边界 106 附近能够预期有较低流速。这有助于补偿对低速度流动的低灵敏度,这源自于通常用于返流彩色流动成像的短系综。能够通过曲线 150 对图中心附近的较低速度的更大响应看出这一点。尽管可以看出曲线 150 在尼奎斯特极限处下降到零,但当与对于低速度流动的更大灵敏度交换时,高速度灵敏度的这种损失一般是能接受的。

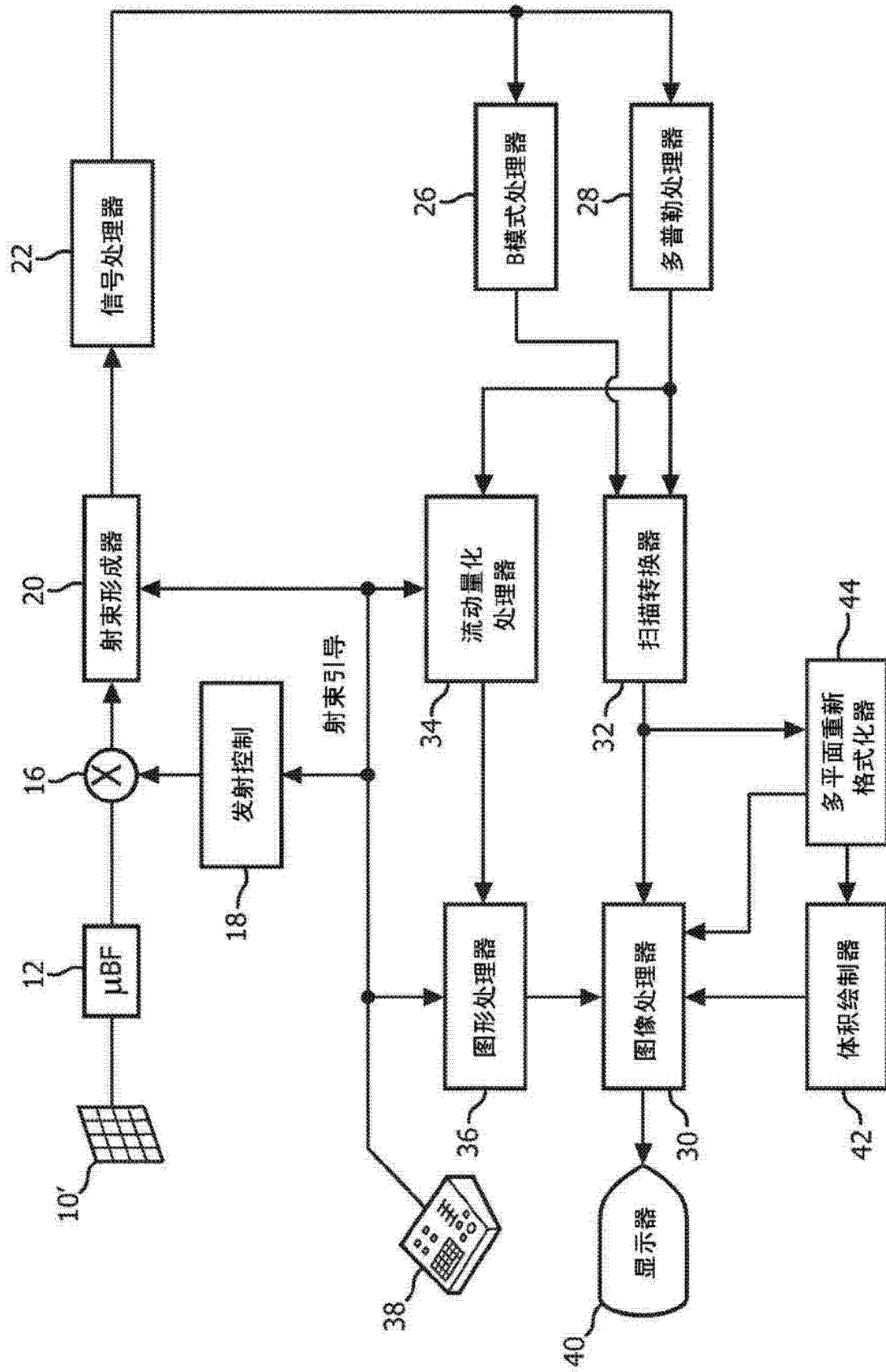


图 1

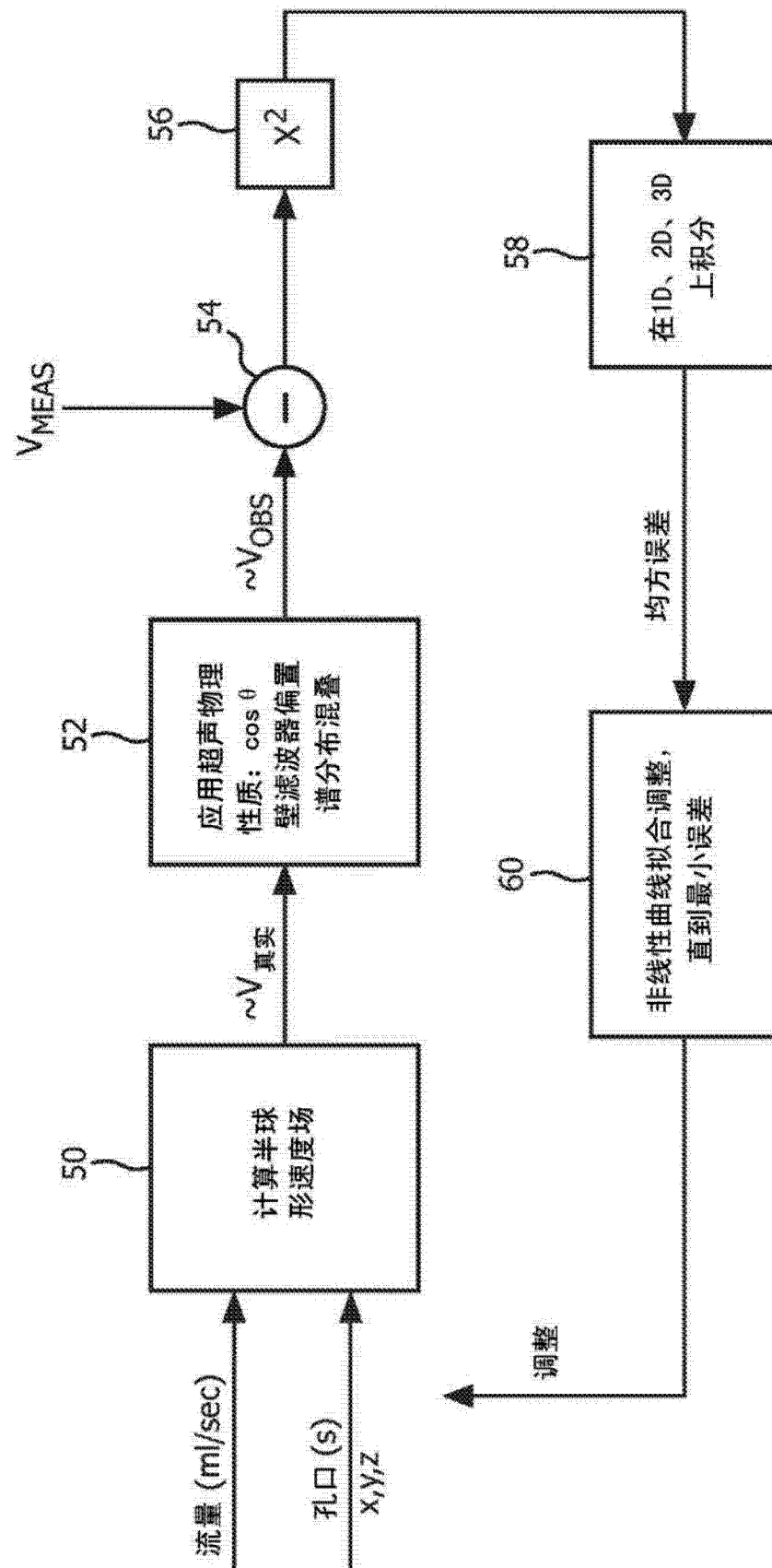


图 2

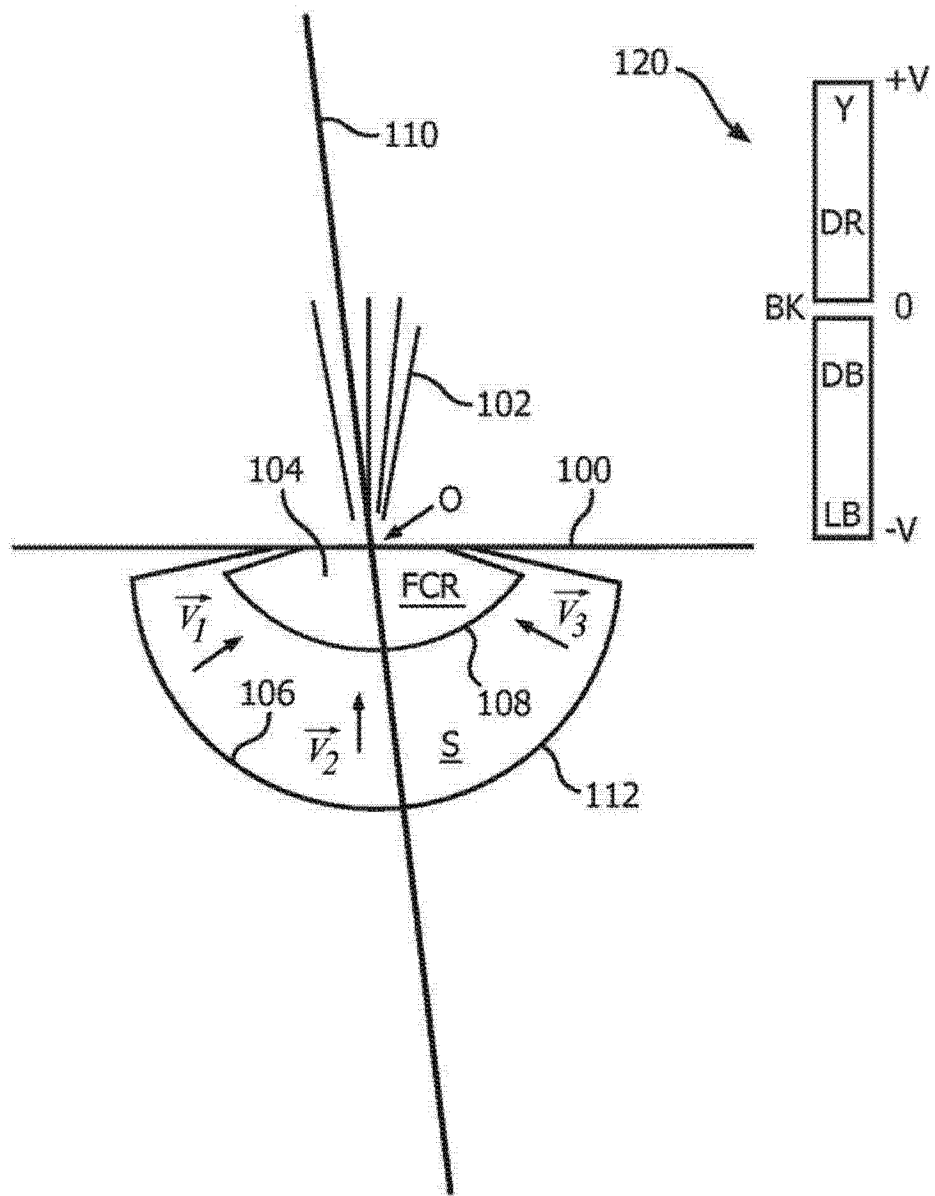


图 3

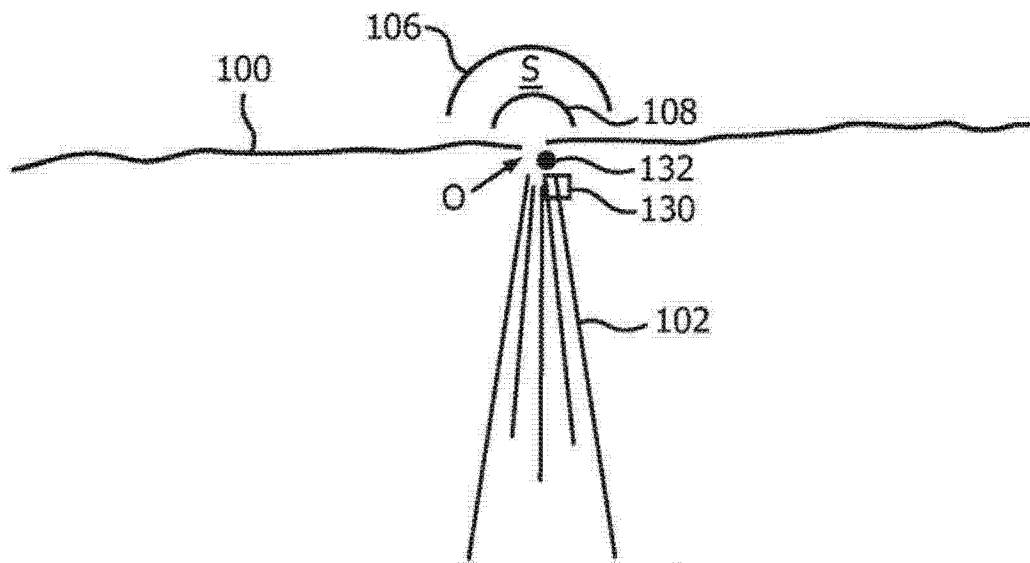


图 4

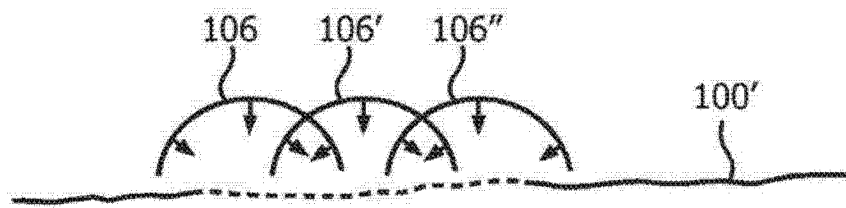


图 5

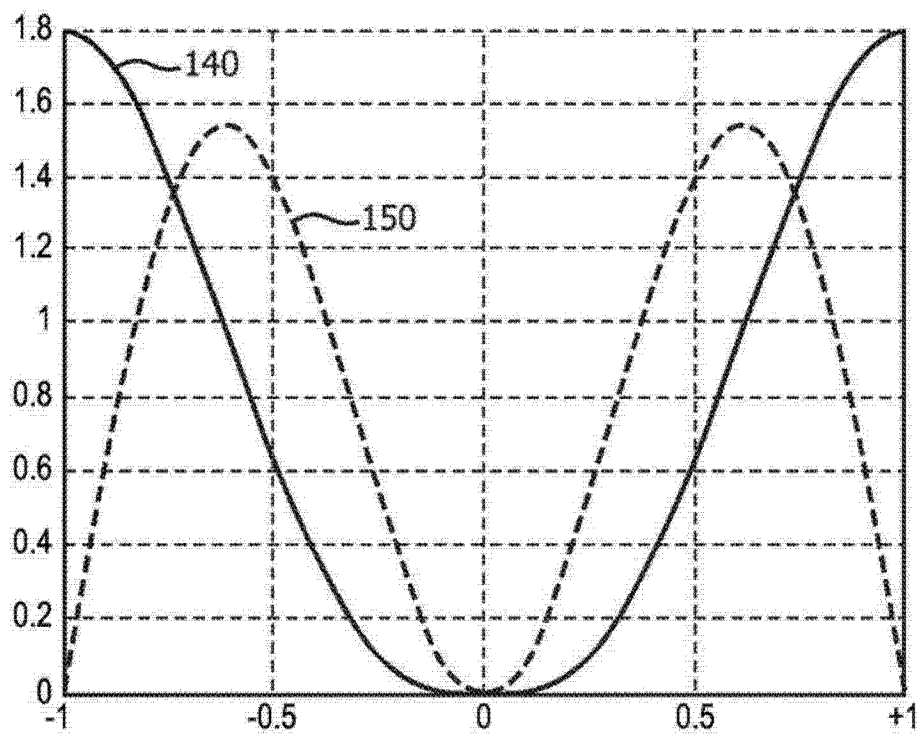


图 6

描述了一种超声诊断成像系统，其量化通过二尖瓣的返流。所述超声系统中的流动量化处理器（34）产生邻近返流孔口的流速场的数学模型。速度场模型产生指向所述返流孔口的速度矢量的值。针对超声系统的超声物理性质和操作的影响修改这些建模值以产生预期速度值。将所述预期速度值与所述超声系统测量的实际多普勒速度比较，并且将差异累加成为均方误差，所述均方误差用于调节所述模型的参数，例如孔口位置和流速。当这种迭代处理利用期望的比较收敛时，从最终调节的模型导出的参数用于计算真实孔口位置、流率和体积流量。

