



(10)授权公告号 CN 104394772 B

(21)申请号 201380034167.3

(22)申请日 2013.06.17

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104394772 A

(43)申请公布日 2015.03.04

(30) 优先权数据

61/665,046 2012.06.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/054964 2013.06.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/001955 EN 2014.01.03

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 K·E·蒂勒 Q·魏 M·什雷斯塔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

(56)对比文件

CN 101001574 A, 2007.07.18,

WO 96/21215 A1, 1996.07.11,

US 5285788 A, 1994.02.15,

DE 202008003245 U1, 2008.07.10,

US 2002/0151794 A1, 2002.10.17.,

审查员 廖怡芳

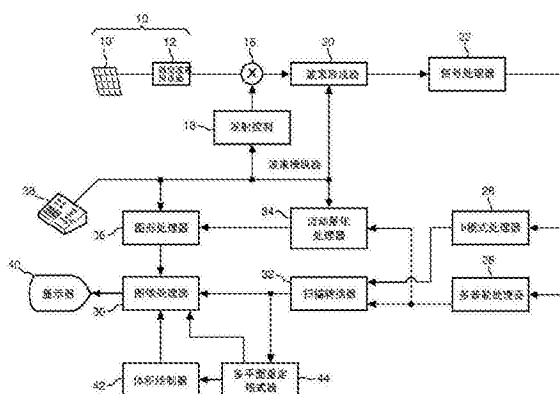
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

用于对二尖瓣返流的分析的超声彩流图

(57)摘要

描述了一种超声诊断成像系统,所述超声诊断成像系统通过彩流成像来评估通过二尖瓣的返流。多普勒处理器产生对返流瓣膜周围的血流的多普勒速度测量,以识别将要在返流流动量化的PISA方法中使用的等速表面。所述速度测量结果被用来为所述彩流图像中的像素着色,并且被映射到与所述图像一起使用的颜色条的多种颜色。所述颜色条在所述颜色条的速度范围中的明显识别出所述彩流图像中的等速表面的一个或多个速度处展示明显颜色转变。所述颜色条可以由所述条的零速度参考颜色与所述条的端部之间的所述条中间的混叠速度,以及与所述期望等速对齐并且被用来创建颜色转变的混叠速度形成。



1. 一种诊断超声系统,所述诊断超声系统产生流动或运动的速度的彩流图像,所述诊断超声系统包括:

具有换能器阵列的超声探头,其用于向包括运动组织或流体的位置发射超声能量并且从包括运动组织或流体的位置接收超声回波;

对接收到的回波进行响应的多普勒处理器,其用于产生组织或血流速度的多普勒速度测量结果;

对所述多普勒速度测量结果进行响应的运动量化处理器,其将速度测量结果映射到针对彩色多普勒图像的多种不同颜色;

对所述不同颜色进行响应的图形处理器,其产生用于与所述彩色多普勒图像一起显示的颜色指示物,所述颜色指示物具有端部速度水平和针对零速度的参考水平,所述颜色指示物的颜色被布置为在所述参考水平与所述端部速度水平之间的点处展现明显颜色转变,其中所述明显颜色转变与所述速度范围中的等速表面被映射到所述彩色多普勒图像中处的速度相对应;以及

被耦合到所述图形处理器和所述运动量化处理器的显示设备,其结合所述颜色指示物来显示彩色多普勒图像。

2. 如权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述颜色指示物还包括颜色条,所述颜色条具有从所述条的一个端部变化至零速度颜色的多种不同颜色。

3. 如权利要求2所述的诊断超声系统,其中,所述颜色条还包括从所述零速度颜色逐渐变化至所述明显颜色转变的多种不同颜色,并且包括从所述明显颜色转变逐渐变化至所述颜色条的所述端部的多种不同颜色。

4. 如权利要求3所述的诊断超声系统,其中,所述明显颜色转变与将要在彩流图像中被识别的速度相对应;并且还包括:

用户控制,其能由用户操作以选择将要通过所述明显颜色转变来识别的所述速度。

5. 如权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述颜色指示物还包括颜色条,所述颜色条具有从所述条的一个端部变化至另一个端部的多种不同颜色,其中,零速度颜色被定位在所述两个端部之间。

6. 如权利要求5所述的诊断超声系统,其中,所述明显颜色转变被定位在所述零速度颜色与所述条的一个端部之间;并且还包括:

第二明显颜色转变,其被定位在所述零速度颜色与所述条的另一个端部之间。

7. 如权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述颜色指示物的所述颜色还被布置为在所述参考水平与所述端部速度水平之间发生混叠的点处展现所述明显颜色转变。

8. 如权利要求7所述的诊断超声系统,其中,在所述端部速度水平处的所述颜色和在所述参考水平处的所述颜色两者均为零速度颜色。

9. 如权利要求7所述的诊断超声系统,其中,所述颜色指示物还包括具有两个端部的颜色条;

其中,所述明显颜色转变被定位在零速度颜色与所述条的一个端部之间的混叠速度点处;并且还包括:

第二明显颜色转变,其被定位在所述零速度颜色与所述条的另一个端部之间的第二混叠速度点处。

10. 如权利要求9所述的诊断超声系统,其中,在所述颜色条的所述两个端部处的所述颜色还包括零速度颜色。

11. 如权利要求7所述的诊断超声系统,其中,所述明显颜色转变与将要在彩流图像中识别的速度相对应;并且还包括:

用户控制,其能由用户操作以选择在其之上发生混叠的速度。

12. 如权利要求11所述的诊断超声系统,其中,流速度场的经调节的形状包括抛物线形、扁圆形、抛物面或扁球体中的一种。

13. 如权利要求1所述的诊断超声系统,其中,所述超声系统还能操作以测量二尖瓣返流;并且

其中,所述明显颜色转变被用来在对二尖瓣返流的所述测量中使用的所述彩色多普勒图像中识别所述等速表面。

14. 如权利要求13所述的诊断超声系统,其中,所述明显颜色转变通过多种逐渐改变的颜色中的明显的明线或暗线来识别所述等速表面。

15. 如权利要求14所述的诊断超声系统,其中,所述明显颜色转变还基于所述等速表面来在所述彩色多普勒图像中识别返流射束的边界。

用于对二尖瓣返流的分析的超声彩流图

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体涉及用于对二尖瓣返流流动的分析的诊断超声成像系统的使用。

背景技术

[0002] 返流流动是一种需要分析和适当处置的严重医疗状况。就在左心室收缩以将血液泵送到身体中之前,二尖瓣必须完全闭合,以使得收缩将把全部血流喷射到主动脉中。如果瓣膜没有完全闭合,则左心室中的血液的一些将通过未完全密封的瓣膜中的开口被喷射回到左心房中。这种血液的回流——通常是通过未完全闭合的瓣叶喷回的小的短暂的血流射束——减少了从心脏流出的血流,并因此降低了每次心脏收缩的效率。接着心脏接着必须更快速地泵送,以便于身体提供其必要的滋养血流的供应。心脏由于它的低效率而过劳,导致心力衰竭。

[0003] 临床医生多年来一直使用超声成像以试图检测返流血流。对瓣膜返流的超声检测最初是通过在心脏的左侧的超声图像中寻找以上提到的血液的射束来完成的。在过去二十年间,一直通过二维(2D)彩流多普勒成像来帮助观察射束,在二维彩流多普勒成像中,小的血流射束的高速度和湍流被通过靠近泄漏的心脏瓣膜仔细搜索这些异常的局部流速来检测。但是,对射束在其中最普遍的图像平面的采集,连同心脏和瓣膜运动及在二尖瓣附近的血流湍流,以及射束的短暂出现,对这种主观方法提出了挑战。近年来,在可以以超声方式观察射束的位置的情况下,临床医生已经使用被称为PISA的技术——近端等速表面积的首字母缩写来试图量化返流血流。在这种方法中,通过彩流多普勒成像来对疑似瓣膜和在LV心腔内部并且接近瓣膜的区域进行成像。在射束出现时,在近端区域中形成流动汇聚区域(FCR),这是因为所述区域中的血流速度朝着返流口瞬间加速。该流型在彩流图像中的产生混叠,这是因为流速度暂时超过用于彩流图像的速度范围。该时刻的彩流图像被捕获并且被冻结在显示器屏幕上。接着对FCR的第一混叠线处的速度 v 进行测量,并且对从所述混叠线到瓣膜口的假定中心的距离 r 进行测量。接着使用表达式 $Q_t = 2 \cdot r^2 v$ 来将这两个测量结果用于计算通过所述口的流率。

[0004] PISA技术中的重要步骤是辨别超声图像中的等速表面。所述表面可以是二维超声图像中的弧形曲线或是3D超声图像中的准半球区。以高精度度识别所述等速表面是必要的,这是因为从等速表面到返流口测得的径向距离是流率方程的平方项。过去被用来更好地辨别等速表面的一种方法是尝试使用彩流系统的混叠阈值来识别所述表面。彩流超声系统通过以被称作脉冲重复频率的采样率来对血液的流动进行采样来运行。该采样率将满足血流速度的奈奎斯特准则,所述血流速度转化成高达采样率的一半的频率。这些充分采样的血流速度的范围一般在超声图像旁边被显示为零速度周围从 $+V$ 至 $-V$ 的范围的不同颜色的颜色条,其中, V 是被采样以满足奈奎斯特准则的最大速度。因此,待检测的血流的速度越大,则多普勒采样率必须越大。如果流速超过 $+V$ 或 $-V$ 速度,则多普勒处理器将“卷绕”,并且显示颜色条的另一个端部的颜色。血流诊断中的正常实践是使用这样的多普勒采样率,即

所述多普勒采样率足够高以使得所有期望血流速度都将根据奈奎斯特准则而被充分采样,并且将不超过混叠开始的速度。

[0005] 对能够被用来更好地辨别等速表面的颜色条的非标准使用是在被称作“基线位移”中调节颜色条。如以上提到的,零速度常规地在颜色条的中心,在 $+V$ 和 $-V$ 的最大速度之间等距。通过这样的操作来执行基线位移,即将零速度点移到非中心位置,以使得将被用作等速表面的流速的所述流速在颜色条的一个端部。这将引起在意指的等速流速处发生混叠,造成等速流速以上的显示的颜色卷绕。当颜色条的相对端具有不同颜色时(例如一个端部为红色而另一个端部为蓝色),显示的颜色在等速流率的任一侧上将是不同的。尽管对颜色条的这种使用将刻意地造成混叠发生并且将颜色条绘制得不合适于被显示的(通常是不期望的结果),但在等速的任一侧上的颜色差异可以使得在超声图像中更容易辨别等速表面。期望的是针对二尖瓣返流状况而特别设计的颜色条,所述颜色条在保持表示流动状况的颜色条被显示的同时在彩流图像中高亮显示等速表面。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,描述了一种用于通过彩色多普勒成像来分析返流血流的超声诊断成像系统。根据颜色条对彩色多普勒图像进行着色,所述颜色条在中心零速度参考与所述颜色条的一个端部之间展现明显的颜色变化。发生所述颜色变化的所述速度在期望的等速值的范围中,以使得所述颜色转变将在二尖瓣返流的彩流图像中明显地标出等速表面。在优选的实现方式中,颜色变化被呈现在所述零速度参考水平以上和以下两者处,以适应血流的任意方向。在优选的实现方式中,流速度场的经调节的形状包括抛物线形、扁圆形、抛物面或扁球体中的一种。

附图说明

[0007] 在附图中:

[0008] 图1以方框图的形式图示了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。

[0009] 图2图示了返流射束的超声彩色多普勒图像。

[0010] 图3图示了对返流流动的PISA测量。

[0011] 图4图示了彩色多普勒图像的常规颜色条的标尺。

[0012] 图5图示了根据本发明的原理配置的彩色多普勒图像的颜色条。

[0013] 图6图示了根据本发明配置的彩色多普勒图像的颜色条的第二范例。

[0014] 图7图示了使用标准颜色条的返流射束的双平面彩色多普勒图像。

[0015] 图8图示了使用本发明的颜色条的返流射束的双平面彩色多普勒图像。

具体实施方式

[0016] 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建的超声诊断成像系统。在图1中,换能器阵列10' 被提供在超声探头10中以用于发射超声波并且接收回波信息。换能器阵列10' 优选是换能器元件的二维阵列,所述换能器元件能够沿三个维度(比如沿关于二尖瓣的位置的高度和方位两者)进行扫描以用于3D成像。换能器阵列被耦合到探头中的微型波束形成器12,微型波束形成器12控制通过阵列元件的信号发射和接收。如在US

专利5997479 (Savord等)、6013032 (Savord) 和6623432 (Powers等) 中描述的,微型波束形成器能够对由换能器元件的组或“面片(patch)”接收的信号进行至少部分的波束形成。微型波束形成器通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关16,发射/接收开关16在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器20免于高能发射信号。在微型波束形成器12的控制下来自换能器阵列10的超声束的发射由被耦合到T/R开关和波束形成器20的发射控制器18来导向,发射控制器18接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。由发射控制器控制的功能中的一个波束被操纵的方向。波束可以被操纵为从(正交于)所述换能器阵列直行向前,或者针对较宽的视场而在不同角度。

[0017] 由微型波束形成器12产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器20,在主波束形成器20处,来自换能器元件的独立面片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,通道中的每个接收来自12个换能器元件的面片的部分波束形成的信号。以这种方式,由二维阵列的超过1500个换能器元件接收到的信号可以有效地贡献到单个波束形成的信号。

[0018] 波束形成的信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式来处理接收到的回波信号,例如带通滤波、抽取、I和Q分量分离、以及谐波信号分离,所述谐波信号分离行动以分离线性信号和非线性信号,从而使得能够实现对从组织和微泡返回的非线性回波信号的识别。信号处理器也可以执行额外的信号增强,例如相干斑抑制、信号复合和噪声消除。

[0019] 经处理的信号被耦合到B模式处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26采用幅度检测以用于对身体中的结构(例如心脏壁的组织、二尖瓣和血细胞)进行成像。如在US专利6283919 (Roundhill等)和US专利6458083 (Jago等)中描述的,可以以谐波模式或基础模式或两者的组合来形成身体的结构的B模式图像。多普勒处理器28处理来自组织和血流的时间明显信号以用于检测图像场中的物质的运动(例如血细胞的流动)。多普勒处理器典型地包括壁滤波器,所述壁滤波器具有可以被设定为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波的参数。比如,壁滤波器能够被设定为具有带通特性,所述带通特性使来自较高速度材料的具有相对较低幅度的信号通过,而拒绝来自较低速度或零速度材料的相对较强的信号。这种带通特性将使来自流动的血液的信号通过,而拒绝来自附近固定的或缓慢移动的目标(例如心脏的壁)的信号。反向特性将使来自心脏的运动组织的信号通过,而拒绝血流信号,以用于被称作组织多普勒成像,检测并且描绘组织的运动。多普勒处理器接收并且处理来自图像场中不同点的时间离散回波信号的序列,来自特定点的回波的序列被称作系列(ensemble)。在相对较短的间隔上快速连续接收到的回波的系列可以被用来估计流动血液的多普勒偏移频率,其中,多普勒频率到速度的对应性指示血流速度。在较长时间段上接收到的回波的系列被用来估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。对于快速出现的射束的二尖瓣返流评估,一般采用短系列长度(较少样本),以使得可以实现高采集帧率。采集信号样本的速率(或信号样本之间的时间间隔)被称为脉冲重复频率(PRF),并且建立可以没有混叠地测得的血流的最大速度。为了满足采样的奈奎斯特准则并防止混叠,必须以这样的速率在系列中对血流进行采样,即所述速率是被测流动的最高速度的等价频率的至少两倍。可以通过 $\Delta f = \frac{2vf_0 \cos \theta}{c}$ 形式的方程来估计多普勒偏移频率 Δf ,其中, f_0 是

发射频率, c 是超声传播速度, v 是速度, 并且 θ 是波束方向与血流的方向之间的角度。如多普勒方程说明的, 在多普勒频率 f 与流速 v 之间存在直接关系。这使得能够实现多普勒频率到流速值并且到表示那些速度值的颜色的直接转变。

[0020] 由B模式处理器和多普勒处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重定格式器44。扫描转换器以空间关系来布置回波信号, 根据所述空间关系以期望的图像格式接收回波信号。比如, 扫描转换器可以将回波信号布置为二维 (2D) 扇形格式, 或金字塔形三维 (3D) 图像。扫描转换器可以将B模式结构图像与颜色叠加以产生描绘图像场中的组织和血流的运动的彩色多普勒图像, 所述颜色与图像场中的点处的运动相对应, 所述图像场与它们的多普勒估计速度相对应。如US专利6443896 (Detmer) 中描述的, 多平面重定格式器将把从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转变成该平面的超声图像。如US专利6530885 (Entrekin等) 中描述的, 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观看的投影3D图像。将2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重定格式器44和体积绘制器42耦合到图像处理器30, 以用于进一步增强、缓存和暂存, 从而在图像显示器40上显示。

[0021] 根据本发明的原理, 由多普勒处理器28产生的血流速度值被耦合到流动量化处理器34。所述流动量化处理器如以下描述地操作, 以产生对通过返流口的流率、通过所述口的体积流量、以及所述口的空间位置的量度。流动量化处理器可以接收来自用户控制面板38的输入, 例如如以下描述地对所述口的位置的初步估计。来自流动量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36以用于利用显示器40上的图像来重新产生来自处理器的输出数据。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以含有标准识别信息, 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, 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。用户接口也被耦合到发射控制器18, 以控制生成来自换能器阵列10' 的超声信号, 并且因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口也被耦合到多平面重定格式器44以用于选择并控制多个多平面重定格式 (MPR) 图像的显示, 如以下描述的, 所述多个多平面重定格式 (MPR) 图像可以被用来根据本发明对MPR图像中的返流流动进行量化。

[0022] 当用户操作控制面板38来执行彩色多普勒 (彩流) 成像时, 由流动量化处理器产生的流速被处理器匹配到不同的颜色范围。这些颜色被用来利用与它们的流动值 (例如流速) 相对应的颜色来对发生运动的图像中的像素进行着色。流动量化处理器还产生使用的颜色的指示物, 并且它们的对应的流动值范围被结合超声图像来显示。一般地该颜色指示物被示为具有不同颜色的条, 范围与它们的对应速度的界限相对, 典型地是相对于探头沿两个方向的最大速 (正速度和负速度), 以及零速度或DC参考值。图形处理器36接着令颜色条被显示在彩流图像旁边。彩流图像因此是对血流的速度的量化显示, 其中, 颜色指示速度是相对较高还是相对较低以及在相对于探头的何种方向。

[0023] 图2和图3图示了二尖瓣返流以及使用PISA技术来评估返流流动的应用。二尖瓣被在100处被表示有未完全闭合并且在二尖瓣闭合并且左心室收缩以泵血时泄漏的口0。该返流流动回到左心房的腔中, 左心房的腔在图2中在二尖瓣平面之上, 并且在图3中在二尖瓣平面之下。PISA技术以这样的假设为前提, 即返流流动涉及在以表面112为界限的区域内的接受带S中的血液, 如由流动矢量 V_1 、 V_2 、 V_3 和 V_4 指示的, 表面112朝向泄漏口汇聚。该技术也

以这样的假设为前提,即这些流动矢量将在接近口0的表面108(等速表面)处全部展现相同的速度,等速表面的内部是血流汇聚以经过口0的流动汇聚区域(FCR)。接受带的外部界限中的流速相对较低,但随着血液接近口并被喷射到左心房中而速度增大。高速度射束101中血液的近端喷射在被称作收缩断面的高速射束101中。随着射束进一步延伸到左心房中,它变得被分配在混乱的湍流区域102中。湍流区域102将由于湍流中的速度和流动方向的多样性而表现为不同颜色的马赛克。以被示出在图2中的彩流图像右边的颜色条120来为临床医生显示这些颜色的量规。标准颜色条具有零速度(DC)水平0的中心水平。如在附图中所示,该零速度水平典型地被着色为黑色(BK),这是因为在该程序中对无流动状况并无显著兴趣。在零速度水平以上的是在该范例中范围从深红(DR)到颜色条的+V端的亮黄(Y)的颜色谱。+V端是针对选定的PRF的最大速度V,在最大速度V以上将发生混叠。+V的加号指示这些颜色的流动方向朝向超声探头。颜色条的下半部分是类似的,针对从探头离开的流动,范围从深蓝(DB)色到浅蓝(LB)色。颜色条的下端类似地结束于速度-V,在-V以下将发生混叠。该颜色条120告诉用户,不超过速度V的血流速度将通过条的颜色在图像中被准确地表示。

[0024] 在图2中,波束方向110指示从二尖瓣平面以上和以下直接瞄准二尖瓣口的超声探头的中心波束。由于PISA技术要求以相当大的精确度来识别匀速等速表面以做出从所述表面到所述口的径向测量,因此期望临床医生能够快速并且自信地在彩流图像中找到等速表面108。

[0025] 由流动量化处理器34产生的流速值以以下方式与颜色的范围相关。沿两个方向测得的速度首先被分割成256个离散速度索引的序列,从最高负速度(-V)到零速度到最高正速度(+V)。接着这256个速度索引将被映射到颜色条120的颜色谱的256个不同的RGB颜色,并且将被对应地用在彩流图像中。例如,在所述序列中,-V速度可以具有为0的索引值,零速度值可以具有为128的索引值,并且+V速度可以具有为256的索引值。图4图示了流速的该范围 $[-V \cdots 0 \cdots +V]$,其被按顺序排列到离散索引值 $[0, \cdots 128, \cdots 256]$,所述离散索引值接着被映射到颜色的范围 $[LB \cdots BK \cdots Y]$ 。这种对速度的离散排序意味着具体图像像素的 $[0, \cdots 128, \cdots 256]$ 序列中的索引值可以使用于查询表,以查询所述像素的对应颜色。在该范例中,-V速度将具有查找到浅蓝色的像素颜色的为0的索引值;零速度将具有查找到黑色的像素颜色的为128的索引值;并且+V速度将具有查找到亮黄色的像素颜色的为256的索引值。

[0026] 根据本发明的原理,使用颜色的颜色条谱,所述颜色条谱在所述谱的一个端部与零速度水平之间的中间速度处展现出明显的颜色转变,在图5中示出这样的范例。在该范例中,颜色条150具有两个这样的转变,一个在零速度水平以上并且在它的+V端,而另一个在零速度水平以下并且在它的-V端。图5的范例还使用与图4的颜色条相同的索引方案。使用两次 $[0 \cdots 256]$ 索引序列,一次用于零速度水平以上的颜色,而再一次用于零速度水平以下的颜色。由于在零速度水平以上和以下使用了相同的颜色谱范围,所以在任一种实例中选择相同的颜色。为128的零速度索引值将再次寻址黑色,黑色再次在颜色条的中间,但也在条的端部。这么做以使得从黄到浅蓝之间的明显颜色变化在显示器中是最明显的。在该范例中,按照索引值256选择最亮的黄色,并且按照紧邻为0的索引值选择最浅的蓝色。该序列也不受混叠误差影响,这是因为如果高的正速度卷绕,则它将表现为高的负速度;颜色从亮黄色变为淡蓝色,这是预期的颜色变化。

[0027] 对图5的颜色条的使用可以如下。临床医生设定彩流系统以针对等于等速表面108

处的期望速度的最大速度对血流进行采样。例如,期望的等速被设定为30cm每秒。接着混叠将以期望的频率出现,所述期望的频率出现在颜色转变的256至0或0至256索引点处。由于这种转变出现在颜色条的上半部分和下半部分两者中,所以将出现明显的颜色转变,而无论流动的方向和探头的放置(在二尖瓣以上或以下)。

[0028] 使用不同的索引方案的另一种实现方式是临床医生将混叠速度设定为期望的等速的两倍。例如,如果期望的等速是25cm每秒,则混叠频率 V 被设定在 ± 50 cm每秒。接着在沿 $+V$ 至 $-V$ (或 $-V$ 至 $+V$)的任一方向从0至256将测得的速度排序。零速度水平接着将落在为128的索引点,并且接着颜色转变水平接着将落在64和192处,在零速度水平的任一侧上的颜色条的中间。该实现方式不依赖于针对明显颜色转变的颜色混叠。在图示的范例中,取决于射束的方向所述转变可以从黄色到浅蓝色或从浅蓝色到黄色。任何一种都将明显地指示等速表面。

[0029] 尽管图5图示的范例将颜色转变点精确地放置在中心零速度水平与颜色条的每端之间,但是应当理解,颜色转变可以被放置在颜色条的每一半中的中点以上或以下。仅需要颜色转变在等速表面可能出现的速度范围中的速度处,亦即,在可以被用作等速表面速度的接受带中的速度内。

[0030] 图5的范例采用在零速度水平以上和以下都具有转变颜色点的颜色谱的复制。如图6中指示的,本发明的颜色条可以仅使用颜色条区域的一半,其中,所述条的另一半被设定为诸如黑色的任意颜色。在该实现方式中,取决于射束相对于探头放置的方向,在转变颜色点处的颜色将从亮黄色变为浅蓝色,或从浅蓝色变为亮黄色。

[0031] 图7和图8是二尖瓣返流的超声图像的两个范例,一个利用标准颜色条,而另一个利用根据本发明的具有明显颜色转变的颜色条。每个附图的左侧图像和右侧图像是沿经过泄漏的瓣膜口0的线而相交的两个正交双平面图像。在双平面成像中,由3D成像探头交替扫描两个图像平面。利用图像的黑白反转来示出全部两组图像,以通过消除超声图像的正常黑色背景来帮助可视化。这意味着,零速度颜色在全部两组图像中均被示为白色,并且明显颜色转变在图8中被示为黑色。每个超声显示器的右上角的上指箭头指示如图2中的射束的向上方向。在图7中,在使用标准颜色条120的情况下,等速表面108在恰好在二尖瓣平面100以下的接受带中的颜色渐变中的某处。在双平面图像172和174两者中,难以辨认出确切且连续的等速表面。但在图8中,等速表面被辨认为双平面图像182和184两者中的明显的黑线108(在非颜色反转的正常超声图像中为明显的白线)。此外,在该实际成像范例中,在二尖瓣平面100以上的心房腔中的射束的边界也被明显地标出,如根据两个图像中的明显的黑线114和116看出的,使得临床医生能够容易地指出心房腔中射束的面积和范围。

[0032] 本发明的明显颜色转变颜色条可以适用于期望识别等速度的线或表面的任何彩流成像应用中。

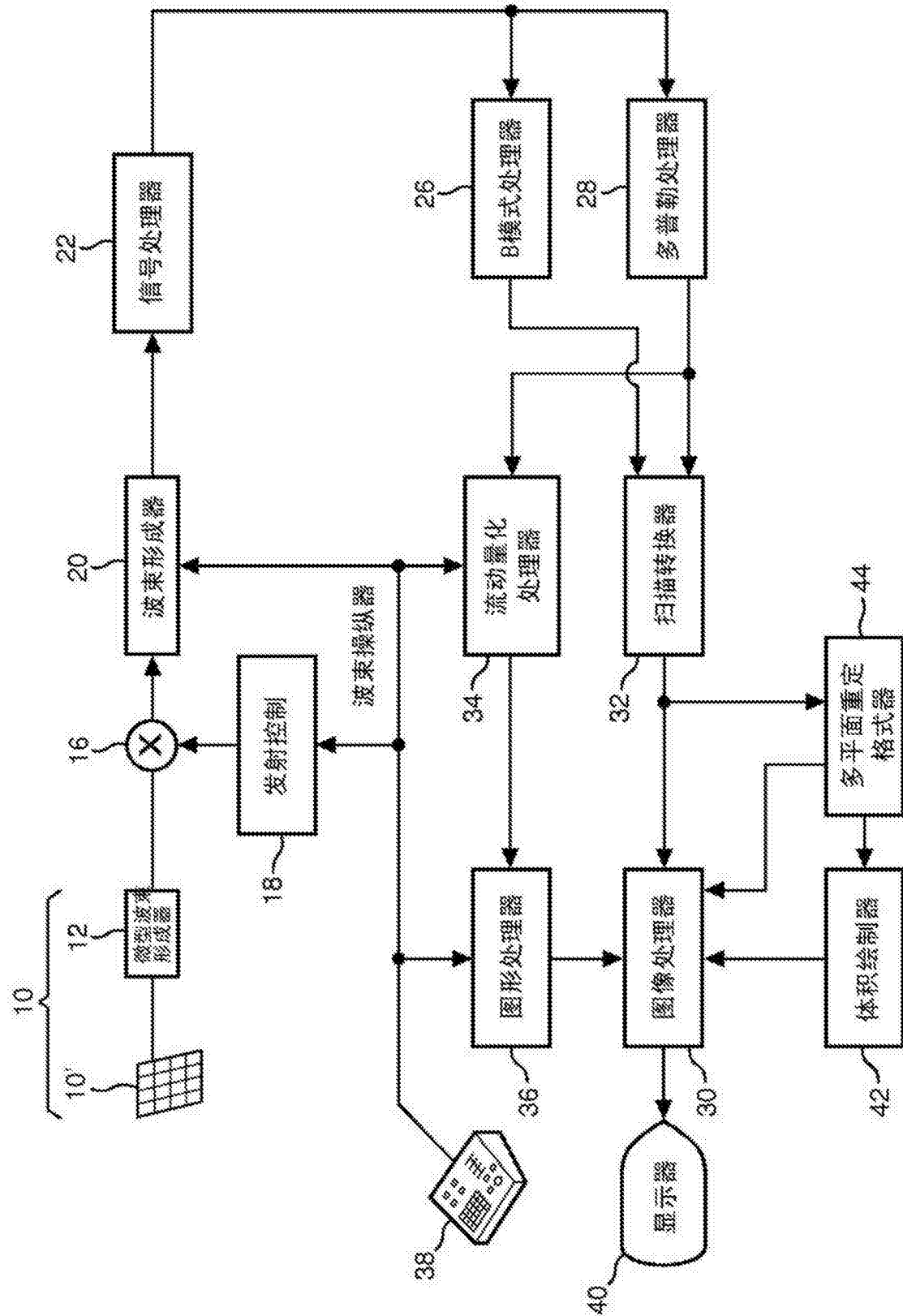


图1

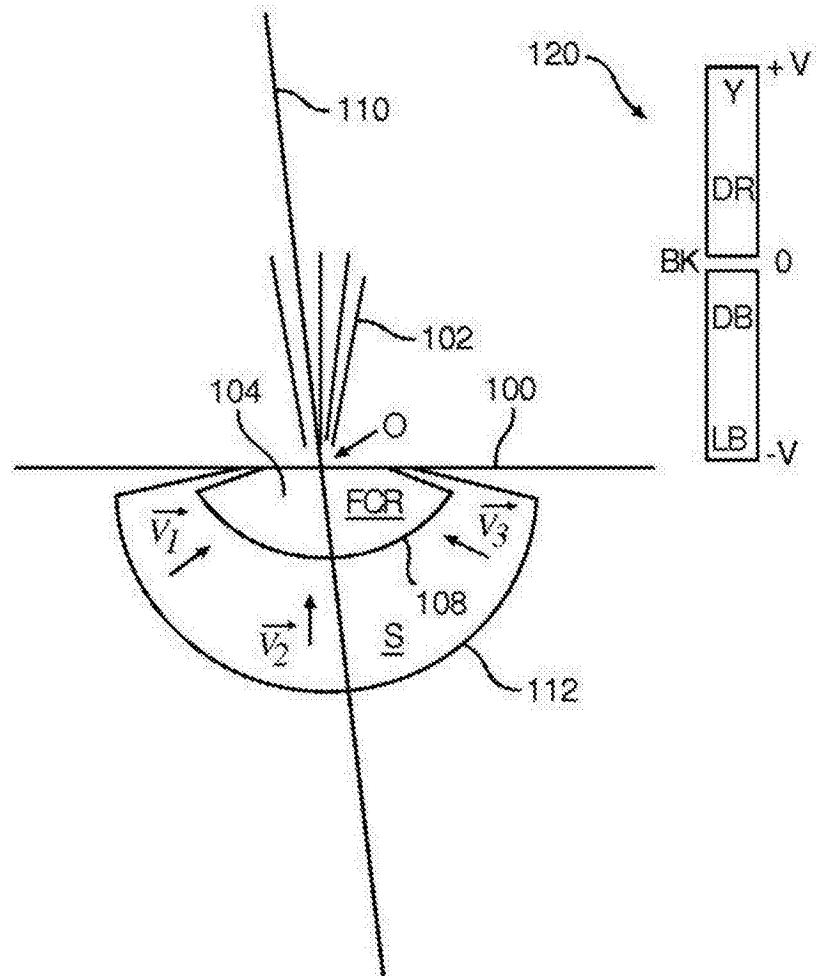


图2

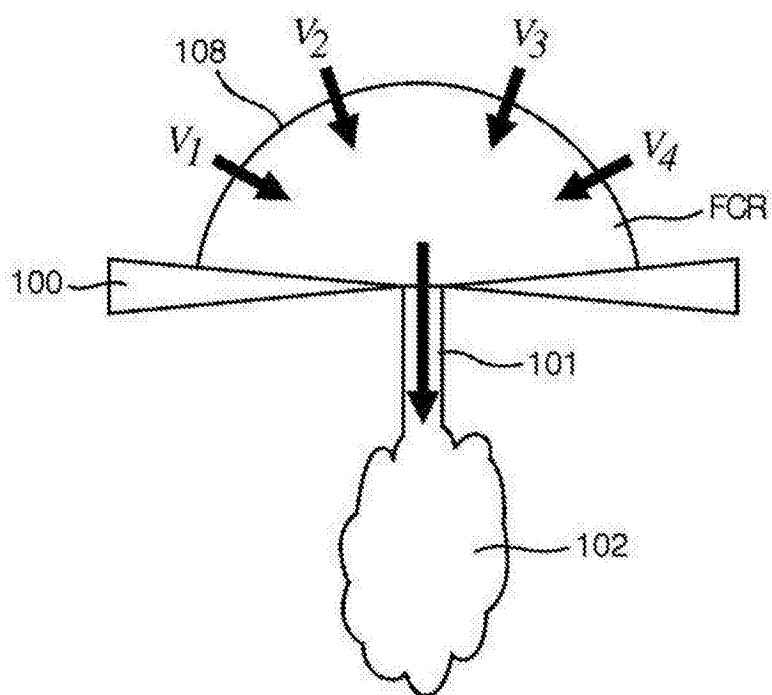


图3

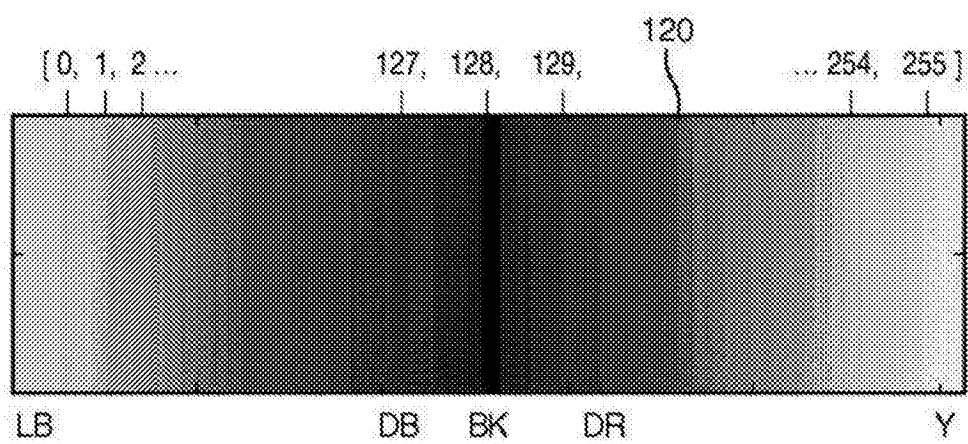


图4

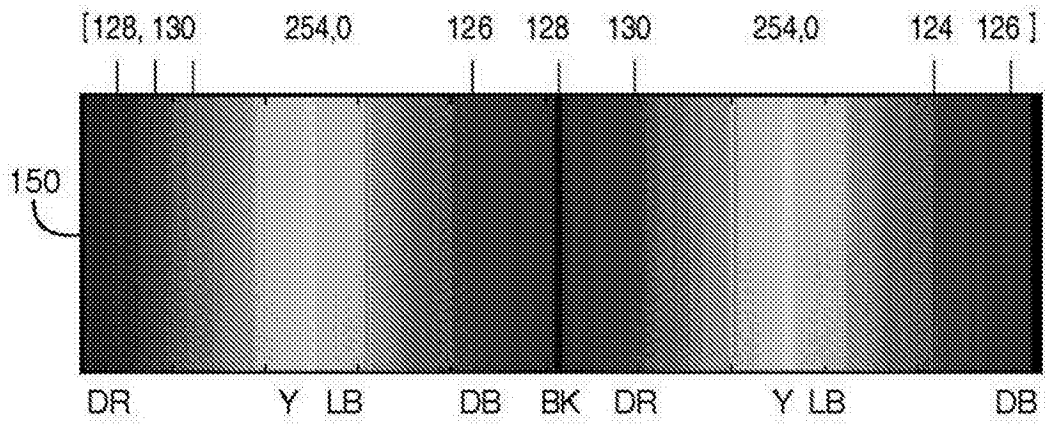


图5

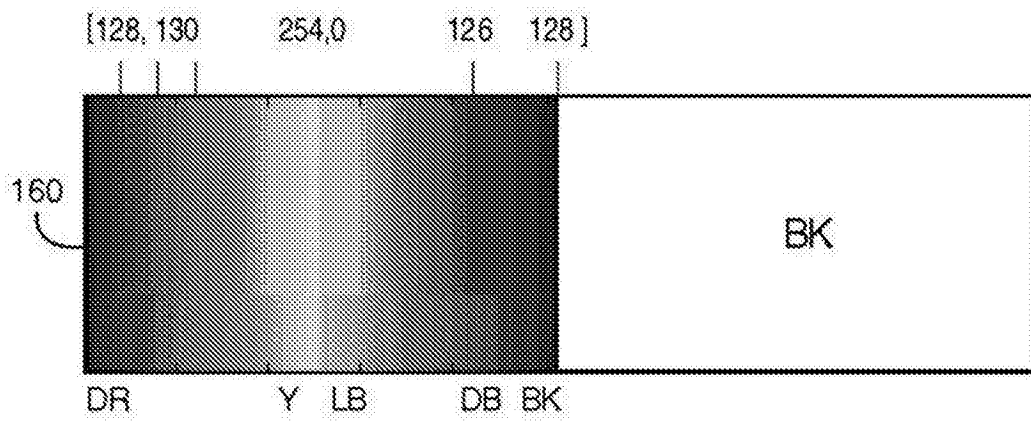


图6

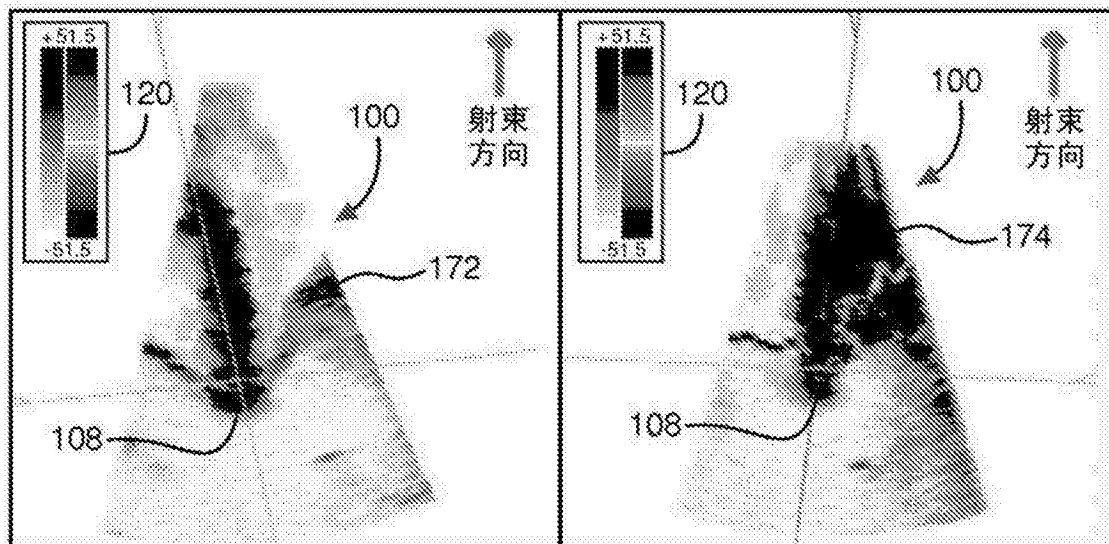


图7

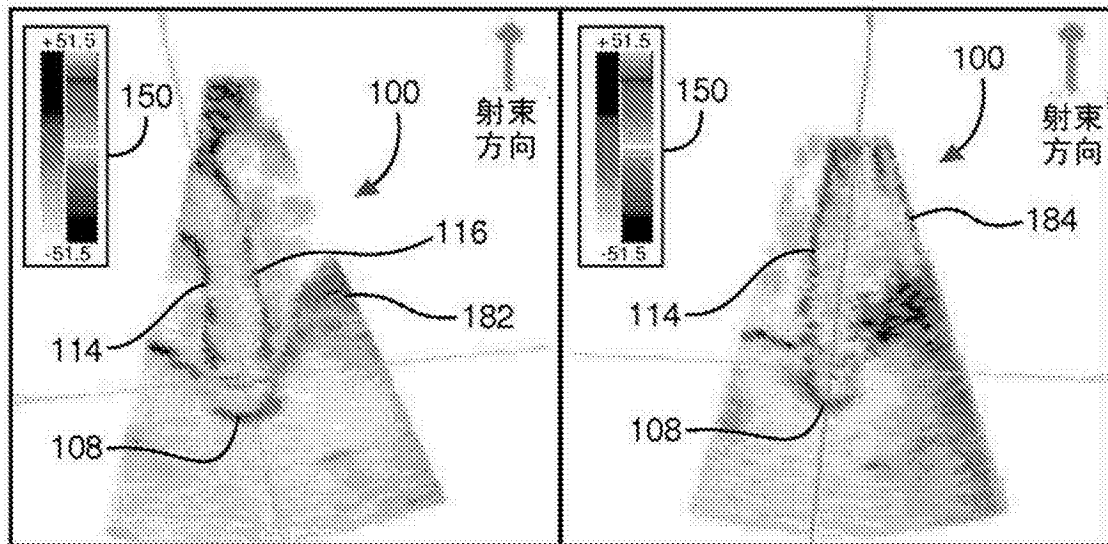


图8

描述了一种超声诊断成像系统, 所述超声诊断成像系统通过彩流成像来评估通过二尖瓣的返流。多普勒处理器产生对返流瓣膜周围的血流的多普勒速度测量, 以识别将要在返流流动量化的PISA方法中使用的等速表面。所述速度测量结果被用来为所述彩流图像中的像素着色, 并且被映射到与所述图像一起使用的颜色条的多种颜色。所述颜色条在所述颜色条的速度范围中的明显识别出所述彩流图像中的等速表面的一个或多个速度处展示明显颜色转变。所述颜色条可以由所述条的零速度参考颜色与所述条的端部之间的所述条中间的混叠速度, 以及与期望等速对齐并且被用来创建颜色转变的混叠速度形成。

