



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102421372 A

(43) 申请公布日 2012.04.18

(21) 申请号 201080020478.0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.04.19

A61B 8/06 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006.01)

61/177,673 2009.05.13 US

G01S 15/89 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.11.10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/051712 2010.04.19

(87) PCT申请的公布数据

WO2010/131136 EN 2010.11.18

(71) 申请人 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 A·阿加瓦尔 D·霍普辛普森

D·W·克拉克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

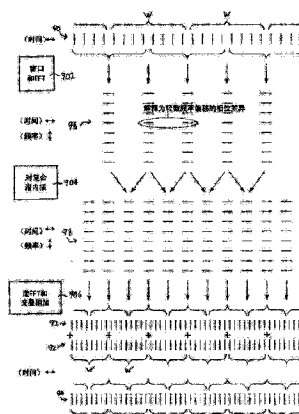
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

具有音高偏移的超声血流多普勒音频

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统从探测的多普勒信号产生音频多普勒。在对应于血流速度信号的频带中探测多普勒信号,基于所探测的频带显示多普勒信息。音频多普勒系统在音高从所探测频带发生偏移的频带中产生多普勒音频。为超声系统的操作员提供用户控制器,通过它可以控制音高偏移的程度。超声系统显示以发射多普勒频率 f_0 为基准的多普勒血流速度,音频多普勒的音高从对应于血流速度的频率偏移。



1. 一种产生血流的多普勒音频信号的超声诊断成像系统,包括:

工作在多普勒发射频率 f_0 的超声探头,其从血流位置采集以所述多普勒发射频率为基准的多普勒超声信号;

对所述多普勒超声信号做出响应的多普勒解调器,其在音频频带中从血流的速度产生多普勒偏移信号;

对多普勒偏移信号做出响应的多普勒信息显示器,其基于所述多普勒偏移显示血流速度信息;

对所述多普勒偏移信号做出响应的音频多普勒系统,其产生经音高偏移的音频多普勒,而不改变所显示的血流速度。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述音频多普勒系统用于产生经音高偏移的音频多普勒,而不改变所述超声发射频率 f_0 或所显示的血流速度。

3. 根据权利要求 2 所述的超声诊断成像系统,还包括耦合到所述音频多普勒系统的用户控制器,用户通过所述用户控制器控制所述音频多普勒的音高偏移。

4. 根据权利要求 3 所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制器能够用于控制音频多普勒的频带的缩放。

5. 根据权利要求 3 所述的超声诊断成像系统,其中,所述音频多普勒系统对所述用户控制器做出响应,从而将所述多普勒偏移信号的所述音高偏移八度音阶的分数倍或整数倍。

6. 根据权利要求 2 所述的超声诊断成像系统,其中,所述音频多普勒系统还包括偏移所述经多普勒偏移的信号的音高的相位声码器。

7. 根据权利要求 3 所述的超声诊断成像系统,其中,所述音频多普勒系统还包括对所述用户控制器做出响应的音高控制器,其产生用于控制音频音高偏移的音高偏移因子 K 。

8. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述音频多普勒系统还包括呈现出给定频率响应的扬声器;并且

其中,音高的偏移是由所述扬声器的所述频率响应确定的。

9. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述多普勒解调器用于在呈现出解调基准频率的带中产生解调的多普勒信号,所述带是由多普勒方程确定的,

其中,所述经音高偏移的音频多普勒带与由所述多普勒方程和所述解调基准频率确定的所述带不同。

10. 根据权利要求 9 所述的超声诊断成像系统,其中,所述多普勒方程形式为如下形式:

$$f_D = \frac{2vf_0 \cos\phi}{c}。$$

11. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述成像系统能够利用多个超声探头中选定的一个工作,每个探头呈现出不同的标称多普勒发射频率,并且每个探头都能够用于从血流位置采集多普勒超声信号;

其中,所述多普勒解调器还能够用于在作为选定的超声探头的标称多普勒发射频率的函数的频带中探测多普勒偏移信号;并且

其中,所述音频多普勒系统对所探测到的多普勒偏移信号做出响应,从而针对具有不

同标称发射频率的探头产生与公共标称频率相关的音频多普勒。

12. 根据权利要求 11 所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声探头中的每个都呈现出不同的标称多普勒频率 f_0 ;

其中,所述多普勒解调器能够用于通过作为选定的探头的 f_0 的函数的多普勒方程探测多普勒信号;并且

其中,所述音频多普勒系统针对具有不同标称多普勒频率的探头产生与选定的 f_0 频率相关的音频多普勒。

具有音高偏移的超声血流多普勒音频

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体而言,涉及能够以分音高 (pitch) 控制的产生多普勒音频的超声系统。

[0002] 使用多普勒音频诊断血流可追溯到几十年前。在出现多普勒流动特性的实时视频显示之前的年代,音频是用超声诊断血流的唯一手段。医师将多普勒探头瞄准感兴趣的器官或血管,没有视频的辅助,并倾听血流特有的脉动“倏倏”声。由于多普勒频移一般在千赫兹范围或更低,所以可以将经放大的多普勒频率信号用于直接驱动音频扬声器。这样保持了当今从血流生成超声多普勒信号的方式。然而,随着多普勒流动的实时视频显示,诸如谱多普勒和彩色流多普勒提供了更精确并且空间上特定的方式来用超声方式诊断血流特性,音频多普勒的诊断用途已经衰退。尽管如此,多普勒音频仍旧是诊断超声的基本要素,并且如今仍用于帮助指导和确认适当的探头和样本体积放置。当声谱仪操作员所看到的可视显示和声谱仪操作员所听到的多普勒音频两者都产生对应的信息时,增强了声谱仪操作员对诊断信息有效性和精确性的信心。

[0003] 多普勒音频信号是通过作为超声系统一部分的音响系统而播放的。在车载系统中,音响系统的扬声器可以位于拖车上各种位置,诸如在系统主机中、在控制面板上或者在显示器上。由于扬声器由拖车承载并且可以位于各种地方,所以系统设计师可以使用各式各样的市售扬声器。但随着近来出现了更紧凑的手持式超声系统,扬声器的空间受到大大制约。在紧凑型系统中,尺寸和重量很受重视,并且系统设计师常常局限于使用非常小,非常紧凑的扬声器。例如,在 Philips Healthcare 的 CX50 紧凑型超声系统中,扬声器被安装在承载把手中,需要使用非常小、轮廓非常薄的扬声器。由于其属性的原因,小扬声器一般将比更大的扬声器有更高范围的频率响应,这是由它们的小尺寸和受限的声学环境两者导致的结果。这些扬声器不能有在更大隔声罩中的更大扬声器所具有的更高保真度的低频 (低音) 响应特性。

[0004] 如上所述,超声系统的扬声器必须要再现多普勒信号频率范围的音频声音。多普勒信号的频率与血流速度或速率成正比 (proportional)。对于较高速度的血流,保真度良好的再现大致处在便携式系统的小扬声器能力之内,因为来自较快速度流动的较高频率声音处在扬声器的可再现频率范围之内。当诊断动脉血流时通常会遇到这些较高的血流速度。但在静脉流诊断中,血流速度要低得多。例如,腿部隐静脉中的静脉血流可能在仅每秒几厘米的范围内或者更低。因此,从这些低流动速率再现的多普勒音频将是小扬声器再现很差的低频。多普勒音频将音量低、失真大并且难以理解。因此,希望提供尤其在静脉超声检查中遇到的较低频率的更好的音频再现。

[0005] 针对组织多普勒模式已经尝试了低频再现问题的一种解决方案。在组织多普勒中,通过多普勒处理来探测组织的运动,诸如心脏心肌的运动。与血流不同的是,组织运动是组织的连续部分的运动,其中组织细胞是一致运动的,因为它们是物理接连在一起的。于是,组织运动中占支配地位的是接连组织细胞的统一速度,而不是湍动血流产生的速度范围。因此,多普勒信号的特征将是任何短时段的支配性的单频率。使用平均频率值生成在平均频率下的合成正弦波。为了再现较高频率的多普勒信号,仅需要将平均频率乘以频率缩

放项,从而将正弦波频率偏移 to 较高频率。例如,将合成的正弦波频率乘以三,能够将 60Hz 的信号简单地调制到 180Hz。

[0006] 尽管对于组织多普勒而言是成功的,但这种平均频率偏移方法却不适用于血流的多普勒音频。如上所述,静脉或动脉中的血细胞是分离的,并且将基本彼此独立地在血流中运动。由于在血管壁处有摩擦,而在血管中心内没有,所以血管中心处的流速将大于沿血管壁的速率。由于在障碍和瓣膜处导致的紊流,血细胞还可能沿很多不同的方向运动。因此,血流的特征不是像组织那样的单一速度,而是有众多同时的速度。多普勒音频产生的是与这些速度对应的音频的谱,对于经训练的耳朵而言,该谱富有谐波和细微的音色。经训练的声谱仪操作员依靠这种丰富的多普勒音频声音来引导其放置探头和样本体积。将多普勒信号的平均频率简单地偏移 to 更高频率不能够再现血流引起的多普勒偏移 (Doppler shift) 频率的完整谱,而将产生单调的人为声音,这是经训练的声谱仪操作员所不熟悉的。因此,针对改善低频静脉流音频多普勒声音再现的问题,必须采取不同的方式。

[0007] 多普勒音频的诊断和使用需要相当多的经验,因为复合多普勒声音的细微差别可能非常微小,并且仅能由经训练的声谱仪操作员结合环境来理解。由于多普勒解调频率在多普勒音频声音中发挥作用,使得这种挑战更加困难。尽管多普勒谐波成像 (主要用于组织 PW 多普勒和对比度成像) 使用两倍与发射频率的解调频率,以便探测发射频率的二次谐波,常规上,将多普勒解调频率设置为等于没有造影剂时最佳血流探测的发射频率。以 3MHz 发射和接收的探头 (3MHz 探头) 将产生例如与 5MHz 探头不同范围的多普勒音频,并且声谱仪操作员将根据诸如要检查血管的深度的因素选择不同频率的探头用于不同的检查。希望能够消除多普勒频带中的这种差异,从而不论探头频率如何,都能以同样范围的音频频率再现多普勒音频。

[0008] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声系统,其在非多普勒偏移频率的音频频率下产生血流多普勒音频。在一种实施方式中,为声谱仪操作员提供了用户控制器,使得能够调节多普勒音频信号的音高。控制器优选能够以八度音阶的分数倍或者以八度音阶或更多的音阶来以音高偏移多普勒音频声音。这不是通过简单地偏移多普勒音频带的平均频率来实现的,而是通过展宽或扩大音频带内的整个频率范围,使得血流音调的细微差别被精确地保持和再现。尽管是以音高方式偏移多普勒音频的声音,但多普勒血流速度的可视显示是在未偏移的多普勒速度频率下进行的。例如,用户控制器能够在利用小扬声器超声系统进行静脉流动检查期间以更高八度音阶产生多普勒音频信号。在另一种实施方式中,使用音高控制以在恒定频谱中再现音频多普勒,由此消除由于使用不同频率的探头导致的多普勒音频差异。

[0009] 在附图中:

[0010] 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;

[0011] 图 2 图示了超声系统显示屏,其示出了谱多普勒显示和样本体积的 2D 图像以及流动光标位置;

[0012] 图 3a-3e 图示了根据本发明原理的多普勒音频谱偏移;

[0013] 图 4 图示了可以在采样的数据系统中实施的用于偏移血流多普勒音频音高的技术。

[0014] 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系统。超声探头

10 的阵列换能器 12 发射超声波并响应于发射的信号接收超声回波信号。阵列换能器 12 的元件被示为在扇形视场 100 上方并沿着多普勒波束轴 22 发射超声波束。阵列换能器的超声发射受发射波束形成器 62 控制,发射波束形成器 62 控制诸如发射频率以及阵列个体元件的发射时刻的参数。换能器阵列的元件将接收到的超声信号转换成电信号,由发射 / 接收 (T/R) 开关 26 将所述电信号发送到接收波束形成器 64。接收波束形成器 64 根据从换能器元件接收的信号形成相干回波信号样本 $S(t)$ 。发射和接收波束形成器被波束形成器控制器 60 同步和控制。

[0015] 大致沿着波束方向的序列接收相干回波信号,并且由正交带通 (QBP) 滤波器 28 对回波信号进行正交检测。在美国专利 6050942 (Rust 等人) 中描述了典型的 QBP 滤波器。QBP 滤波器 28 针对每个回波信号产生正交的 I 和 Q 分量。可以对这些分量进行幅度探测从而由 B 模式处理器 30 利用表达式 $\sqrt{I^2 + Q^2}$ 形成灰度级图像数据。在与多普勒处理的相同图像场位置在时间上不同的样本中, I、Q 分量对也被存储在整体存储器 (ensemble memory) 32 中。整体存储器方便了从“快时间”(其为 r. f. (流动速率) 的采样速率的函数) 到“慢时间”(其是询问像场中每个样本体积的脉冲重复间隔 (PRI) 的函数) 的变换。数据整体耦合到壁滤波器 37, 壁滤波器 37 去除不希望有的多普勒偏移分量。对于血流成像, 壁滤波器 37 消除来自慢速运动组织的低频分量, 而对于组织运动成像, 消除流动血液的较高频率分量。可以对应于频率 (其对应于速度) 而对图像场中不同点处的瞬时频率进行色彩编码并通过彩色流多普勒处理器 38 在彩色多普勒显示器中显示。彩色多普勒显示器一般会覆盖灰度级 B 模式图像, 用于色彩编码的运动或流动的结构取向。彩色流多普勒显示器将为医师给出整个图像场上的瞬时流动或运动的视图, 实时地动态显示。

[0016] 图 1 的超声系统还能够进行连续波 (CW) 多普勒测量。在 CW 多普勒中, 从阵列换能器 12 的一个孔连续发射多普勒信号, 并由换能器阵列的另一个孔连续接收回波。接收的回波是来自发射和接收波束的交叠的那些。将接收的信号 $s(t)$ 与发射频率的正弦和余弦函数混合并进行低通滤波, 以滤除不希望有的混合分量, 大致是和频率。然后对差频进行图像处理并与脉冲波 (PW) 谱多普勒显示以相同方式进行谱显示。

[0017] 根据本发明的原理, 通过选通的多普勒解调器 34 将接收到的回波信号 $S(t)$ 相位解调到多普勒频偏移带。选通解调从样本体积位置返回的回波, 所述样本体积位置可以由下文论述的多普勒波束矢量和样本体积选通信号提供。解调的多普勒信号 I_0 、 Q_0 被称为发射多普勒频率 f_0 , 并且其形式为 $I(t) + jQ(t)$, 有时称为“解析信号”。解调的多普勒信号由壁滤波器 35 进行滤波以消除组织分量并且仅通过血流分量。经壁滤波的血流多普勒信号形式为 I_0' 、 Q_0' 。然后处理这些血流信号以供谱多普勒处理器 36 进行谱显示。对于谱多普勒显示而言, 谱多普勒处理器将产生与测量时存在的血流频率范围对应的频率值的谱。如图 2 和 3 所示, 由谱多普勒处理器 36 在谱显示中 (一般是卷滚或扫掠) 将每个时间相继的谱显示为谱线。谱多普勒显示将为临床医师给出图像场中特定样本体积处流动或运动分量的详细量化。

[0018] 灰度级 (B 模式) 图像数据、谱多普勒数据、CW 多普勒数据和彩色流数据全都耦合到图像处理器 40, 用于在显示器 24 上以期望的图像格式生成一幅或多幅图像。

[0019] 根据本发明的原理, 图 1 的超声系统还从扬声器 44 产生音频多普勒信号。常规上, 音频多普勒信号处在基于发射的多普勒频率 f_0 的多普勒偏移频率, 并被生成成为音频信

号,因为多普勒偏移频率在人的音频谱中,其通常为 100Hz 到 10kHz。当以数字方式形成多普勒音频信号时,由数字到模拟转换器 (DAC) 42 将其转换成模拟信号,被放大并施加到扬声器 44。还可以由正 / 反分离器 54 根据相对于换能器阵列的流动方向将音频信号加以分离,这将从通过一个扬声器再现流向换能器阵列的信号以及通过第二扬声器再现原理换能器阵列流动的信号。由多普勒偏移的符号方便地给出流动方向。此外,图 1 的超声系统使用户能够控制音频多普勒信号的音高,以实现更好的保真度。例如,扬声器 44 对于来自低速静脉血流的低频多普勒信号可能具有不良的再现保真度。在那种情况下,用户会将再现的多普勒声音音高增大到扬声器更清晰再现的频率范围。

[0020] 在图 1 的范例中,超声系统具有控制面板 20,通过控制面板 20 用户能够控制超声系统的若干多普勒特征。应当认识到,可以在硬件中构造控制面板,或者将其构造为显示屏上的软键,或两者的组合。用户可以操纵用户控制器以在图像场上引导多普勒波束矢量 22。以图形方式将矢量 22 生成为超声图像上的线,并且矢量 22 是超声系统的方向指示,即要为了谱多普勒询问而发射的多普勒波束的方向。用户还可以操纵控制面板的控制器以在沿着多普勒波束的要采集谱多普勒数据的深度处定位样本体积图形 16(参见图 2)。将多普勒波束矢量和样本体积位置耦合到波束形成器控制器 60,以通知控制器要发射多普勒波束的方向以及要进行谱多普勒测量的沿波束深度。可以由同样的定时信号设置多普勒解调器 34 的选通。另外,用户能够操纵控制面板 20 的控制器以利用流动光标在血管中指明血流方向。超声系统使用这种光标设置来校正多普勒频率估计,因为用于估计多普勒频率的多普勒方程取决于多普勒波束方向和血流方向之间的角度。波束形成器控制器还控制要处于换能器阵列的标称多普勒发射频率 f_0 的多普勒发射。如美国专利 4868476 (Respaut) 所述,当探头连接到超声系统时,通常由探头中的存储器装置向超声系统供应这种信息。在多普勒操作中,探头 10 将在这一标称发射频率下发射多普勒波束,多普勒偏移或频率将从这一标称频率偏离。

[0021] 在图 1 的范例中,标称多普勒发射频率 f_0 、多普勒波束矢量设置和流动光标设置耦合到音高控制器 52。此外,音高控制器接收音高参数 m , m 是由用户从控制面板设置的。音高控制器然后能够计算多普勒波束矢量和流动光标之间的角度,并向谱多普勒处理器 36 提供形式为 $\cos \phi$ 的这种角度,处理器 36 使用这一项对多普勒估计值进行角度校正。音高控制器 52 还使用其接收的数据来计算音高缩放因子 K ,用于音高控制。将来自多普勒频率估算器 34 的因子 K 和多普勒频率 f_0 应用到相位声码器 50,用于控制多普勒音频信号的音高。相位声码器已经被用于语音合成和音乐编辑。然而,在图 1 的超声系统中,相位声码器 50 通过产生形式为 I_s 、 Q_s 的音高偏移的信号分量而用于多普勒音频,正 / 反分离器 54 和 DAC 42 使用该分量驱动多普勒音频声音不同于基于发射的多普勒频率 f_0 的扬声器 44。

[0022] 常规的多普勒超声成像系统产生宽带音频信号,其频谱通过多普勒方程与身体中感兴趣区域内运动散射的速度相关。亦即,每个音频频率的音频信号的强度与从以速度 v 运动的所有散射采集的超声回波的强度之和成比例,其中 f_0 和 v 通过如下多普勒方程相关:

$$[0023] \quad f_D = \frac{2vf_0 \cos \phi}{c}$$

[0024] 其中 f_0 是超声解调中心频率(常规上等于发射频率), ϕ 是多普勒角度,即多普

勒波束方向和血流方向之间的角度,而 c 是声速。正常情况下,一旦估计了多普勒频率,就使用多普勒方程计算血流速度。然而,在本发明的实施方式中,缩放多普勒音频信号的所有分量的频率,使得在每个音频频率 $f_{D'}$ 处经频率缩放的音频信号的强度现在与从以速度 v 运动的所有散射采集的超声回波强度之和成比例,其中 $f_{D'}$ 和 v 通过以下方程相关:

$$[0025] \quad f_{D'} = K \frac{2vf_0 \cos \phi}{c}$$

[0026] 其中 k 通常在 $1.0 \leq k \leq 4$ 的范围内。

[0027] 在图 1 的超声系统中,相位声码器 50 使用用于谱多普勒显示的正交多普勒分量 I_0' 、 Q_0' 和音高控制器 52 供应的因子 K ,根据如下方程产生用于多普勒音频再现的新信号:

$$[0028] \quad f_{D'} = K \frac{2vf_0 \cos \phi}{c}$$

[0029] 方程中的因子 K 将偏移 f_D 多普勒频带的音高以产生具有由音高缩放因子 K 设置的不同音高的多普勒音频信号 $f_{D'}$ 。用户通过调节变量项 m 来设置音高缩放因子,其中 $K = f(m)$ 。在构造的实施例中,可以在值范围上对项 m 排成序列,其中每个离散值产生多普勒音频声音的三分之一八度音阶偏移。使用六个值,从而可以用高达两个八度音阶的音高增大多普勒音频声音。调节用于多普勒音频音高改变的用户控制器将不会影响到用于可视谱和彩色流多普勒显示的多普勒偏移频率值,其使用未改变的 f_D 多普勒频率产生其可视信息。

[0030] 音高控制器 52 和相位声码器 50 能够用于其他实施方式以提供其他益处。例如,如上所述,由于多普勒方程包含 f_0 项,即标称发射多普勒频率,所以多普勒声音将取决于用于检查的特定探头的频率。3MHz 的探头将产生比 5MHz 探头更低频率的声音。声谱仪操作员可能已经具有对 5MHz 的多普勒音频进行辨别的耳朵,例如,可能希望不论用于检查的探头或多普勒发射频率如何都将多普勒声音以 5MHz 为基准。可以让音高控制器 52 将 K 设置成等于下式来实现这一目的:

$$[0031] \quad K = \frac{5MHz}{f_0}$$

[0032] 当通过这种方式计算因子 K 时,具有 K 因子的多普勒方程变为:

$$[0033] \quad f_{D'} = \frac{2v(5MHz) \cos \phi}{c}$$

[0034] 因子 K 由此使得消除了取决于探头频率的项 f_0 ,并且频率 $f_{D'}$ 始终是固定的 5MHz 的函数。于是,多普勒音频将始终听起来像 5MHz 探头的音频。为多普勒频率不同的多普勒探头产生具有一致音高的多普勒音频。

[0035] 在另一实施方式中,可以由音高控制器 52 计算因子 K 以产生在多普勒角度变化时不变的多普勒音频声音。可以通过如下计算 K 来这样做:

$$[0036] \quad K = \frac{1}{\cos \phi}$$

[0037] 当在多普勒方程中使用这一 K 因子时,从多普勒音频频率 $f_{D'}$ 的计算中消除多普勒角度。

[0038] 还应当认识到,可以合并以上两个概念以生成在多普勒角度和所用探头的频率都改变时不变的多普勒声音。本发明的实施例能够偏移音频多普勒信号的音高,而不会造成

发射的超声频率或多普勒解调频率的任何变化。

[0039] 图 2 中示出了显示器 24 上呈现的用于同时彩色流和谱多普勒询问的典型多普勒显示。在这种显示中,上方扇形图像 100 包含与显示血流的彩色信息叠加的 B 模式结构显示。将换能器阵列定位在顶点 14 以采集图像。流经通过扇形图像 100 中心的血管的血流可能随着例如血流速度的脉动式改变而从红色连续地变为蓝色。用户能够利用用户控制器在图像 100 上方定位多普勒波束方向线 22,从而在要进行谱多普勒测量的点与血管相交。然后利用用户控制器在线 22 上上下下移动样本体积图形 16,直到其被定位在要进行谱多普勒测量的血管上为止。然后通过用户控制器调节流动光标 18 的倾角以指明血流的方向,并且多普勒波束线 22 和流动光标 18 之间的角度是用于角度校正的多普勒角度。在显示屏的底部显示了样本体积 16 处血流的所得谱多普勒显示 120。

[0040] 可以通过参考图 3a-3e 理解偏移多普勒音频频谱的音高的概念,这些图示出了谱多普勒显示的部分 70 的谱线序列。显示的每条谱线,诸如谱线 70,都包括沿线的数据点的序列。数据点在线上的位置表示由谱线左侧的 $\pm V$ 刻度指示的速度值,并且每个数据点具有作为提供该速度的频率组合 (bin) 内容函数的大小。可以由图 3b 中谱显示左侧绘制的频带 80 在频率和大小两个方面表示这种谱信息。如图示谱带包络的曲线 80 所示,谱具有由血细胞速度范围和支配性速度的存在而确定的特定形状,支配性速度是由曲线 (图中左侧) 的增大的幅度表示的。

[0041] 针对较高频率响应的扬声器改变多普勒声音的简单方式是简单地将谱 80 的频率偏移到较高频带 80',如图 3c 所示。现在将以已偏移的频带 80' 的较高频率再现声音。但是这种简单的频率偏移将不会再现声音的音色。较高频率的声音将像金属声且不协调,并且对于经训练的声谱仪操作员耳朵而言听起来刺耳。为防止这种情况,本发明的实施方式是将偏移声音的音高,将图 3b 的谱 80 改变成图 3d 的经音高偏移的频谱 82。在这一新的谱中,频率分量已经被展宽或扩大,并保持了谐波关系。可以看出,保持但展宽了的谱包络的形状。于是,100Hz 的分量被扩展到 200Hz,200Hz 的分量被扩展到 400Hz,300Hz 的分量被扩展到 600Hz,等等,其保留了谐波成分和声音的音色。在图 3e 中在归一化的对数频率刻度中示出了这种效果,其中将常规音频谱 Sa 偏移一个八度音阶,到达音高偏移的谱 Sa'。可以看出,谱呈现出形状未变,但音高向上偏移了一个八度音阶。经音高偏移的多普勒音频对于声谱仪操作员而言看起来是与以前相同的多普勒声音,但处在更高的音高。而当更高音高与扬声器的通带更好地对准时,超声系统就产生了更清晰且更真切的多普勒音频声音。

[0042] 有若干技术用于偏移多普勒音频信号的音高,诸如时域调和变换、小波处理和相位声码器的使用。相位声码器方式是优选的,因为在其他应用中很容易理解相位声码器,并且可以将相位声码器实现为与短时间 FFT 处理交叠,这是用于多普勒谱信号处理的常见方式。可以在硬件中,或者通过软件处理以算法方式实现相位声码器,其将音频信号模型化为一组窄带音调,每个音调针对一个 FFT 频率组合。相继的交叠 FFT 之间 FFT 组合的大小改变被解释为该短时间段内窄带音调大小的渐变。相继的交叠 FFT 之间 FFT 组合的相位改变被解释为该短时间段内窄带音调的精确频率调节,即与 FFT 组合中心频率的微扰。然后使用每个频率经调节的音调与中等大小和相位值协调地对对应的 FFT 组合进行内插,针对同一初始时间段产生更多交叠的 FFT。按照短时间 FFT 重构的惯常方式通过逆 FFT 处理来处理这些交叠的值并进行交叠相加 (利用初始交叠因子),产生比原始采样信号中更多的样

本。如果以初始采样速率重放,这会以原始音高产生时间展宽的音频。但如果以更快的采样速率重放从而匹配原始时间段,则将音高放大 FFT 内插因子的倍数。可以通过十中取一而不是对 FFT 内插来缩小音高或时间。

[0043] 图 4 中图示了相位声码器处理作为音高偏移的一种可能实施方式。在本范例中,频率将加倍,将音高向上偏移一个八度音阶。小垂直线 90 表示音高偏移之前的多普勒音频样本的序列,其中时间沿着水平方向发展,并且样本之间的间隔表示采样速率。可以如样本序列 90 上方和下方的括号所示,在交叠的窗口 W 中分割样本的序列。在这一图示中,每个窗口包含八个样本,并且与相邻窗口交叠 50%,然而可以使用更多或更少的样本以及交叠更多或更少的窗口。

[0044] 将时间样本的每个分割的窗口乘以平滑锥形窗口函数,然后在步骤 902 中利用 FFT(快速傅里叶变换)将其转换到频域。图中未示出平滑锥形窗口函数,但这是 FFT 处理中的标准步骤,以减小 FFT 处理作为周期函数的时间段导致的时间不连续性和频率拖尾。相继窗口的 FFT 结果是由图中小水平线 96 的垂直组表示的频域复合谱的时间序列。每个谱的每个样本(称为“组合”)都是复数,其大小和相位对应于组合中心频率处的开窗口正弦波。考虑两个相继复合谱中同样的频率组合,可以将该时间增量上的相位差解释为从组合中心频率的轻微频率偏移,因为频率是相位的时间导数。换言之,组合的中心频率(相位速率)在谱间的时间间隔内产生了确定性的大相位变化,并且谱之间的实际相位差被用作对这一相位速率的轻微调整。相位的计算是模数 2π 弧度(360 度)。

[0045] 使用针对相继谱中每个组合的经微调的频率和大小,如图中所示并如步骤 904 所指示的,内插得到额外的复合谱 98。在本范例中,一段时间内的谱数量加倍,对应于两倍的音频缩放,其音高增加了一个八度音阶。然后利用逆 FFT 将复合谱转换回时域,产生时间样本 92 的分割窗口 W',如在较早窗口和 FFT 处理步骤 902 中那样,将它们以同样的交叠分数相加在一起(在本范例中为 50%)。在图中以小垂直线 92 和括弧 W' 表示这种情况。由于谱间的内插在每单位时间产生更多频谱,所以在逆 FFT 和交叠相加之后,每单位时间有更多样本。数据的频率成分相当于样本的原始音频信号,但采样速率现在更高(在本范例中加倍)。因此当利用新的采样速率将数据转换成连续的模拟信号并将其施加到扬声器时,所有频率都被缩放了新采样速率与原始采样速率之比的倍数。

[0046] 频率缩放因子不限于整数,因为可以将复合谱重新采样到任何速率。为了使时间样本在逆 FFT 之后的交叠相加步骤 906 中对准,缩放因子应当是整数比,其中分母是窗口中样本的数量。然而,即使是这种约束,也能够通过将每个内插的频谱乘以其分数采样时间偏移对应的线性相位匀变而容易地克服。因此对频率缩放因子的量化几乎没有限制。

[0047] 相位声码器处理中的基本折中关系是 FFT 大小。许多小的 FFT 能够更好地遵循时域瞬变,但仅具有一些频率组合,可以如真确音调那样听到。一些大的 FFT 可以更好地估计连续频谱,但时域进展缓慢,可能被听成相位拖尾。随着音高缩放因子增大,人为噪声变得更加引人注目或令人讨厌。于是,优选实施例使用与大约 20-30msec(毫秒)对应的中等 FFT 大小。

[0048] 如果通过 DAC 42 和扬声器 44 以图 4 的原始采样速率播放图 4 的样本序列 94,音频信号会是图 4 的序列 90 的音频信号的时间展宽版本,音高与图 4 的序列相同。但是当以更高的采样速率播放序列 94,使得与图 4 顶部窗口以相同时间间隔播放图 4 底部的每个窗

口时,音高被放大。在图示的范例中,每个窗口中的样本数加倍,然后在图 4 的采样速率二倍的速率下播放图 4 中每个窗口的样本,音高被放大整个八度音阶。如果使用 FFT 处理对样本序列进行十中取一而不是对其进行上采样 (upsample),音高会降低而非升高。

[0049] 在图 4 中看出,在图 4 的底部有原始序列窗口 W 中样本 90 的数量与最终序列窗口中样本 94 数量的比值。可以将这一比值表达为整数之比。在本范例中,该比值为 8 : 16 或 1 : 2。调节多普勒音频音高的控制面板的用户控制器可以提供这些整数之一, m。

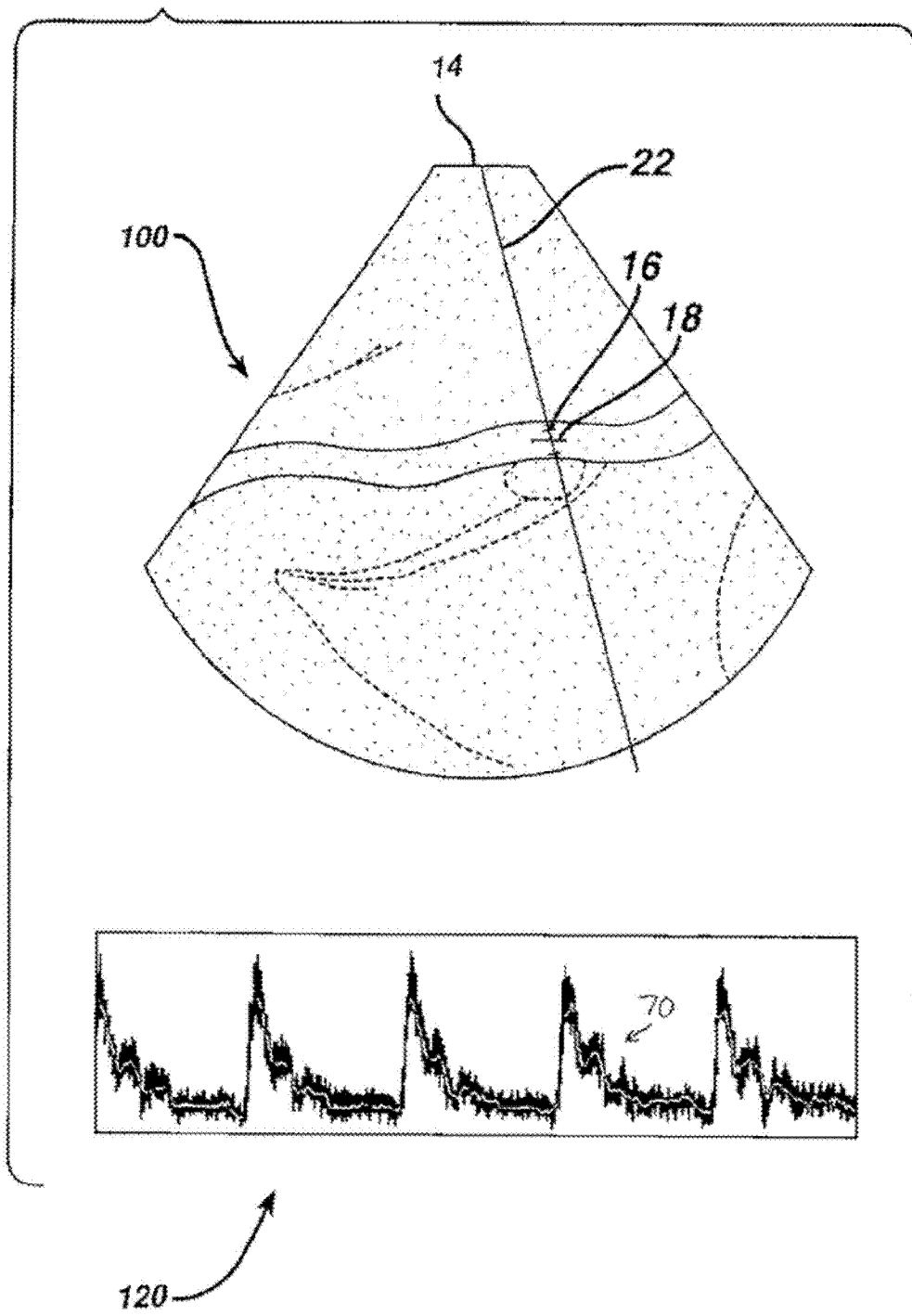


图 2

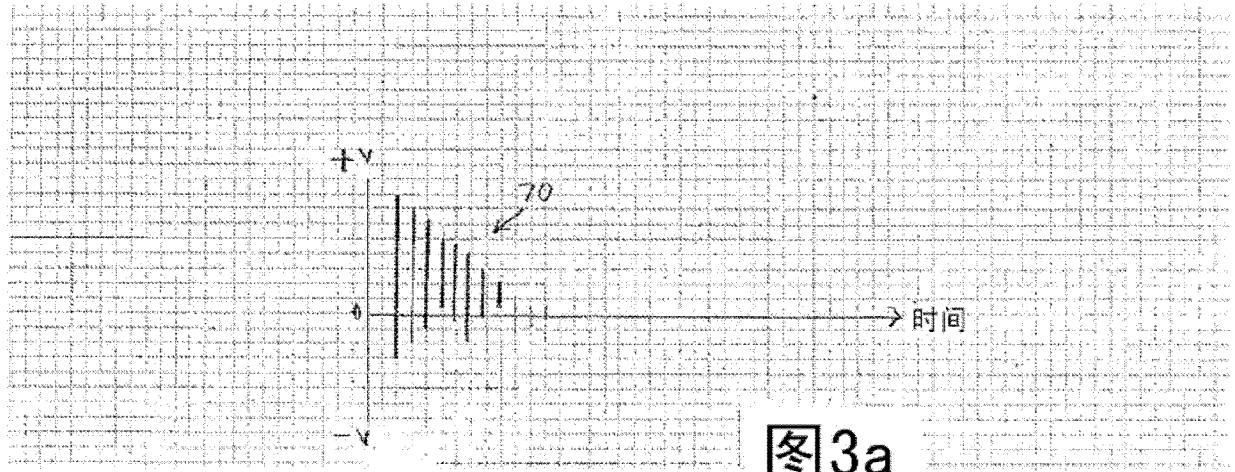


图3a

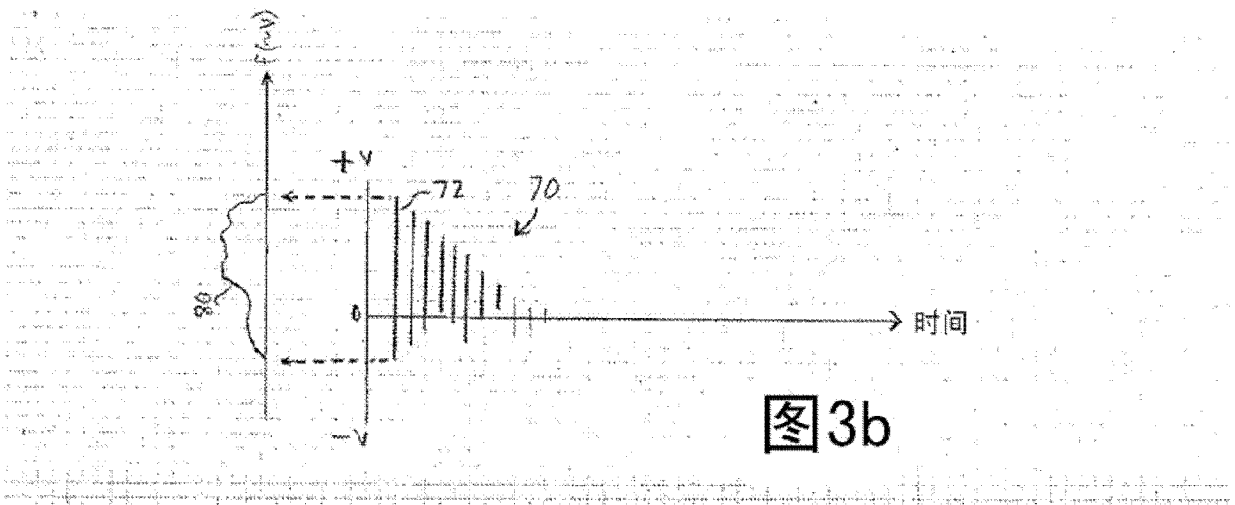


图3b

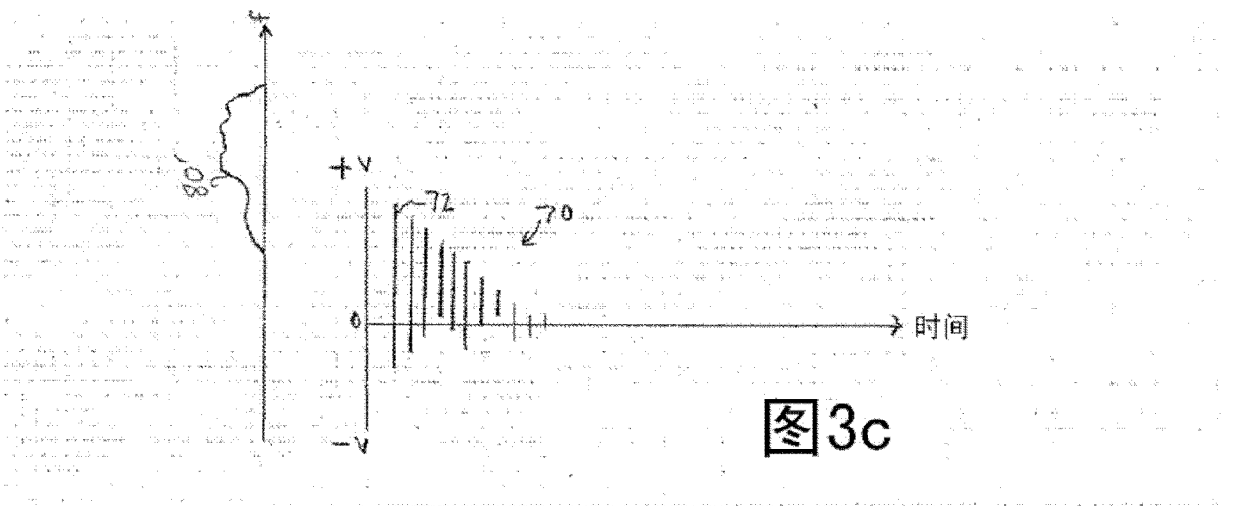


图3c

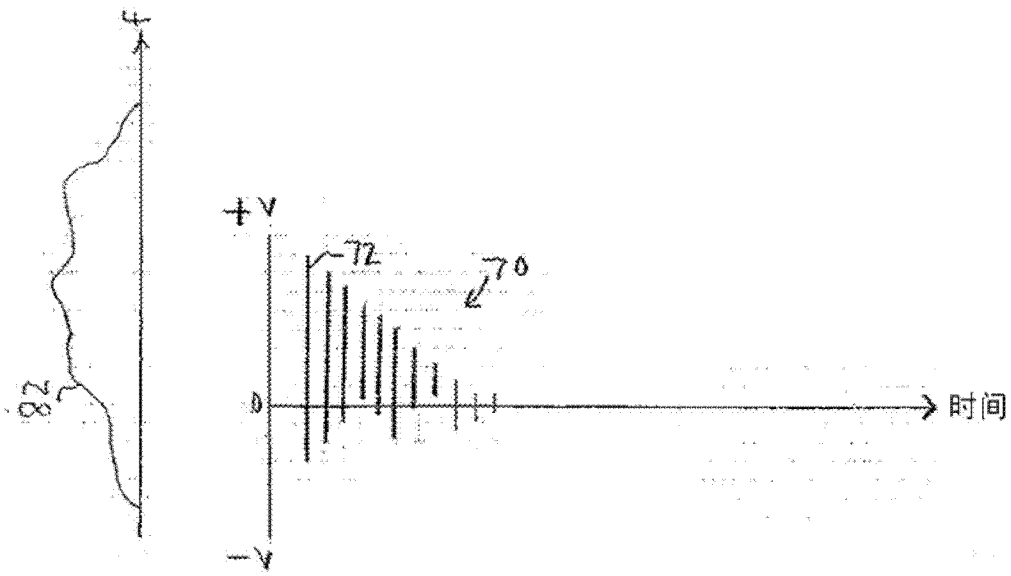


图 3d

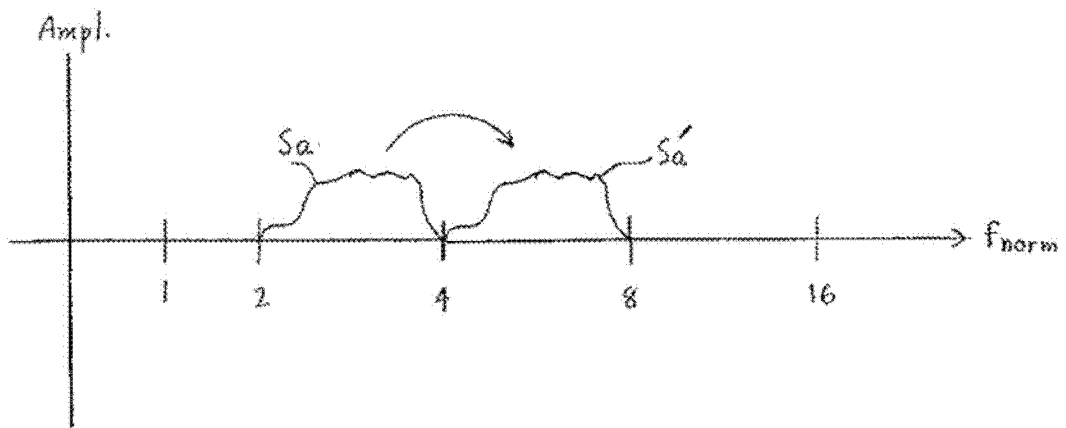


图 3e

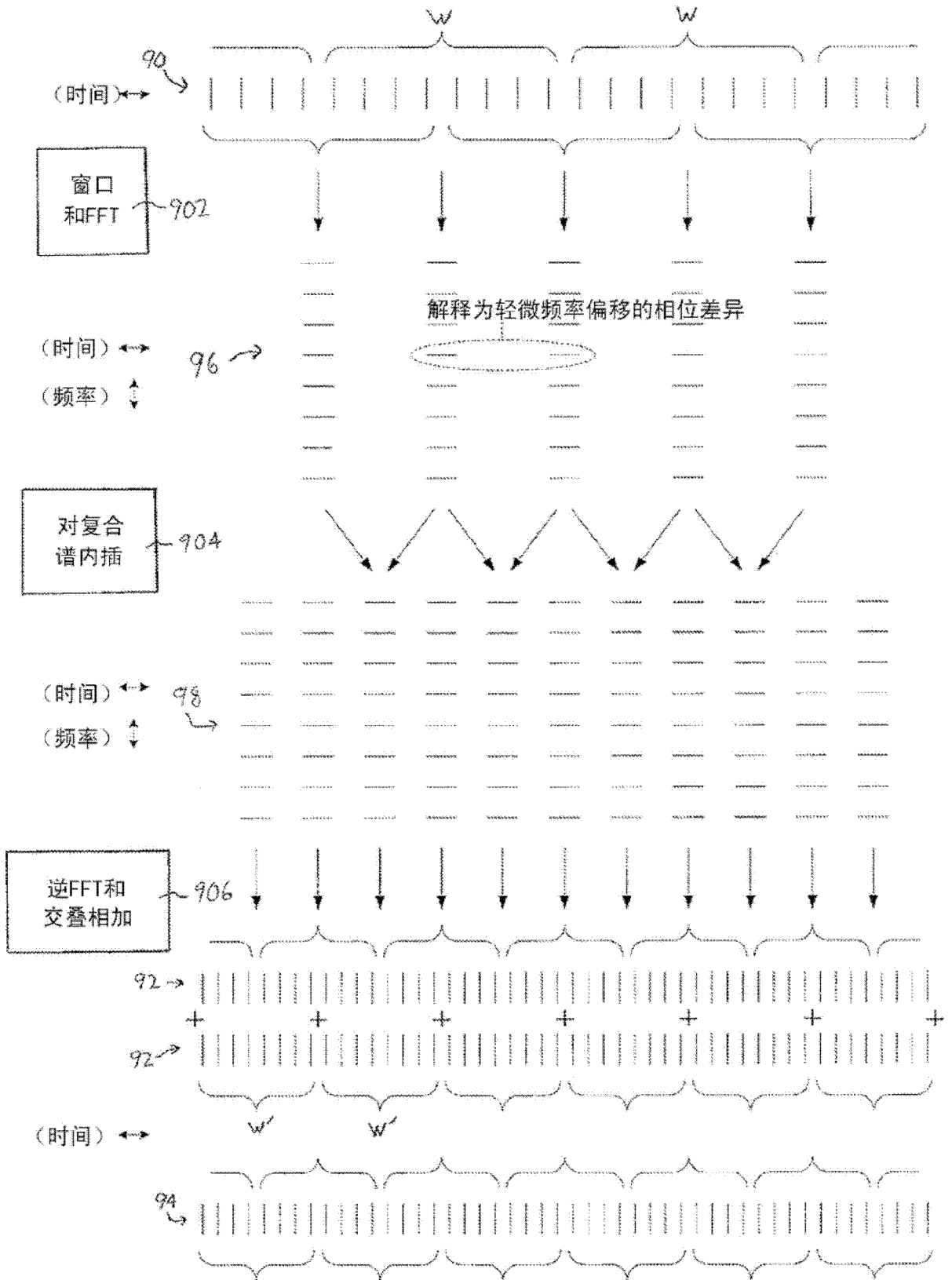


图 4

专利名称(译)	具有音高偏移的超声血流多普勒音频		
公开(公告)号	CN102421372A	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	CN201080020478.0	申请日	2010-04-19
[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	A阿加瓦尔 D霍普辛普森 DW克拉克		
发明人	A·阿加瓦尔 D·霍普辛普森 D·W·克拉克		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/488 G01S7/52066 A61B8/06 G01S15/8979		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/177673 2009-05-13 US		
其他公开文献	CN102421372B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统从探测的多普勒信号产生音频多普勒。在对应于血流速度信号的频带中探测多普勒信号，基于所探测的频带显示多普勒信息。音频多普勒系统在音高从所探测频带发生偏移的频带中产生多普勒音频。为超声系统的操作员提供用户控制器，通过它可以控制音高偏移的程度。超声系统显示以发射多普勒频率 f_0 为基准的多普勒血流速度，音频多普勒的音高从对应于血流速度的频率偏移。

