



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920802 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680049942.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22)申请日 2016.08.18

72002

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

62/210,518 2015.08.27 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2018.02.27

G01S 15/89(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/00(2006.01)

PCT/IB2016/054942 2016.08.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/033098 EN 2017.03.02

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 D·W·克拉克

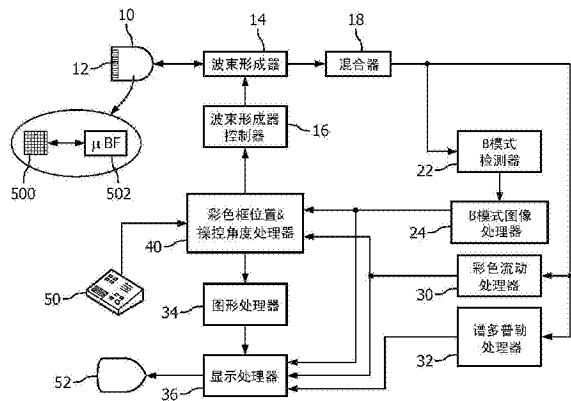
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

利用自适应采样窗口尺寸的谱多普勒处理

(57)摘要

一种用于超声系统的谱多普勒处理器通过利用FFT算法处理一系列复合血流回波样本来产生血流速度估计结果。在样本的长窗口的情况下运行所述FFT算法以产生具有好的速度精度的速度估计结果，并且在样本的短窗口的情况下运行所述FFT算法以产生具有好的时间精度的速度估计结果。当血流速度并未正在快速改变时，使用长窗口算法，并且当血流速度正在快速改变时，使用短窗口算法。



1. 一种具有谱多普勒显示模式的超声诊断成像系统,包括:
从血流的位置返回的复合回波数据样本的源;
第一谱图处理器,其被配置为使用第一数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且被配置为产生第一速度估计结果;
第二谱图处理器,其被配置为使用第二数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且被配置为产生第二速度估计结果;以及
选择/插值处理器,其响应于所述第一速度估计结果和所述第二速度估计结果,并且被配置为产生自适应多普勒速度谱图。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括边缘检测器,所述边缘检测器具有被耦合到所述谱图处理器的输入和被耦合到所述选择/插值处理器的输出,
其中,所述选择/插值处理器响应于所述边缘检测器的所述输出而产生所述自适应多普勒速度谱图。
3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器还被配置为通过对由所述第一谱图处理器和所述第二谱图处理器产生的谱图进行插值来产生所述自适应多普勒速度谱图。
4. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述边缘检测器还包括:
水平边缘检测器,其具有被耦合到所述第一谱图处理器的输入;以及
垂直边缘检测器,其具有被耦合到所述第二谱图处理器的输入;
其中,所述第一数量的复合回波数据样本大于所述第二数量的复合回波数据样本。
5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器响应于由所述水平边缘检测器对水平谱节段边缘的检测而选择由所述第一谱图处理器产生的谱图作为所述自适应速度多普勒谱图。
6. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器响应于由所述垂直边缘检测器对垂直谱节段边缘的检测而选择由所述第二谱图处理器产生的谱图作为所述自适应速度多普勒谱图。
7. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述复合回波数据样本还包括在CW多普勒模式中采集的复合回波数据样本。
8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述复合回波数据样本还包括在PW多普勒模式中采集的复合回波数据样本。
9. 根据权利要求8所述的超声诊断成像系统,其中,所述复合回波数据样本还包括一系列时间顺序的复合回波数据样本。
10. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括第三谱图处理器,所述第三谱图处理器被配置为使用第三数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且被配置为产生第三速度估计结果,
其中,所述第一数量大于所述第二数量,并且所述第二数量大于所述第三数量。
11. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器被配置为使用所述第一速度估计结果来产生具有好的速度精度的所述自适应速度谱图。
12. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器被配置为使用第三速度估计结果来产生具有好的时间精度的所述自适应速度谱图。

13. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器被配置为使用第二速度估计结果来产生具有平均速度和时间精度的自适应速度谱图。

14. 根据权利要求12所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器被配置为使用响应于垂直谱节段边缘的检测而产生的第三速度估计结果。

15. 根据权利要求11所述的超声诊断成像系统,其中,所述选择/插值处理器被配置为使用响应于水平谱节段边缘的检测而产生的第三速度估计结果。

利用自适应采样窗口尺寸的谱多普勒处理

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断系统,并且具体涉及用于利用谱多普勒分析来评估血流的诊断超声系统。

背景技术

[0002] 许多标准血管超声检查中的重要流程是获得对动脉狭窄或变窄的评估。这通常是通过以下操作来评估的:使用超声系统的彩色多普勒模式来找到狭窄并且在疑似狭窄的位置处使用谱多普勒模式来测量与狭窄程度相关的峰值流速。医学超声成像系统具有谱多普勒模式来显示针对小的感兴趣区域(被称为采样体积)的血液速度对时间的谱图。该模式能够使用连续波(CW)发射或脉冲波(PW)发射从采样体积采集回波样本流,所述回波样本流被处理以产生谱图。在谱图显示中,水平轴是时间,垂直轴是速度(多普勒频率),并且亮度表示信号功率。该处理通常使用解调的样本数据流的交叠时间窗口的快速傅里叶变换(FFT),具有平滑渐缩的窗口形状(例如,Hann或Hamming)以减少频率旁瓣。

[0003] 采集经处理的样本被的速率将会影响得到的谱图的准确性。该采集速率能够由于许多因素而该改变,例如,身体中的采样体积的深度以及谱多普勒样本采集与针对其他模式的回波采集(例如,针对解剖结构或彩色多普勒数据的B模式显示的样本)的复用。特别地,对于PW多普勒,其中,采样速率往往相对低,FFT窗口长度、通过FFT速度估计算法处理的相继样本的数量对速度和时间分辨率具有非常显著的影响。许多样本的长窗口产生具有好的速度分辨率但是在时间方面模糊的谱图,而更少样本的短窗口产生具有好的时间分辨率但是在速度方面模糊的谱图。相对短窗口是典型的美学偏好。信号谱的最大速度轮廓往往被解读为表示血液运动,并且定量的峰值速度测量往往主要用于谱多普勒模式。短FFT窗口能够引起显著的速度过高估计倾向。因此,期望使用更好地适于产生了好的时间分辨率和好的速度分辨率两者的FFT窗口长度。

发明内容

[0004] 在一些方面中,本发明包括具有谱多普勒显示模式的超声诊断成像系统。所述系统能够包括:从血流的位置返回的复合回波数据样本的源;第一谱图处理器,其被配置为使用第一数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且被配置为产生第一速度估计结果;第二谱图处理器,其被配置为使用第二数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且被配置为产生第二速度估计结果;以及选择/插值处理器,其响应于所述第一速度估计结果和所述第二速度估计结果,并且被配置为产生自适应多普勒速度谱图。

[0005] 在某些方面中,所述系统能够包括边缘检测器,所述边缘检测器具有被耦合到所述谱图处理器的输入和被耦合到所述选择/插值处理器的输出,所述选择/插值处理器能够响应于所述边缘检测器的所述输出而产生自适应多普勒速度谱图。所述选择/插值处理器还能够操作为通过对由所述第一谱图处理器和所述第二谱图处理器产生的谱图进行插值来产生自适应多普勒速度谱图。所述边缘检测器能够包括:水平边缘检测器,其具有被耦合

到所述第一谱图处理器的输入;以及垂直边缘检测器,其具有被耦合到所述第二谱图处理器的输入,并且所述第一数量的复合回波数据样本大于所述第二数量的复合回波数据样本。在一些方面中,所述选择/插值处理器响应于由所述水平边缘检测器对水平谱节段边缘的检测,并且被配置为选择由所述第一谱图处理器产生的谱图作为自适应速度多普勒谱图。所述选择/插值处理器也能够响应于由所述垂直边缘检测器对垂直谱节段边缘的检测,并且被配置为选择由所述第二谱图处理器产生的谱图作为自适应速度多普勒谱图。

[0006] 在一些方面中,复合回波数据样本的所述源还包括在CW多普勒模式中和/或在PW多普勒模式中采集的复合回波数据样本的源。在某些方面中,所述复合回波数据样本还包括一系列时间顺序的复合回波数据样本。

[0007] 在某些方面中,所述系统能够包括第三谱图处理器,所述第三谱图处理器被配置为使用第三数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且被配置为产生第三速度估计结果。在一些情况下,所述第一数量大于所述第二数量,并且所述第二数量大于所述第三数量。

[0008] 在一些方面中,所述选择/插值处理器利用由所述第一谱图处理器产生的速度估计结果来产生具有好的速度精度的自适应速度谱图。所述选择/插值处理器也能够使用由所述第三谱图处理器产生的速度估计结果来产生具有好的时间精度的自适应速度谱图。所述选择/插值处理器能够使用由所述第二谱图处理器产生的速度估计结果来产生具有平均速度和时间精度的自适应速度谱图。所述选择/插值处理器能够使用由所述第三谱图处理器响应于垂直谱节段边缘的检测和/或水平谱节段边缘的检测而产生的速度估计结果。

[0009] 在某些方面中,本发明包括其上具有指令的超声系统,所述指令当被运行时使得所述系统执行以下步骤:接收从血流的位置返回的复合回波数据样本;使用第一数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且产生第一速度估计结果;使用第二数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且产生第二速度估计结果;并且基于所述第一速度估计结果和所述第二速度估计结果来产生自适应多普勒速度谱图。在一些方面中,所述指令还能够使得所述系统基于边缘检测器的输出来产生所述自适应多普勒速度谱图,并且/或者通过对来自所述第一谱图处理器和所述第二谱图处理器的谱图进行插值来产生所述自适应多普勒速度谱图。

[0010] 在一些方面中,所述指令能够使得所述系统使用第三数量的复合回波数据样本的窗口来运行FFT算法,并且使得所述系统产生第三速度估计结果,其中,所述第一数量大于所述第二数量,并且所述第二数量大于所述第三数量。

附图说明

[0011] 在附图中:

[0012] 图1以框图形式图示了根据本发明构建的超声诊断成像系统。

[0013] 图2图示了用于常规超声狭窄评估检查的超声显示屏。

[0014] 图3以框图形式图示了根据本发明的原理的使用不同FFT窗口长度的自适应谱多普勒处理器。

[0015] 图4图示了当速度正在缓慢改变并且显示主要为具有水平边缘的显示节段时的谱多普勒显示的细节。

[0016] 图5图示了当速度正在快速改变并且显示主要为具有更多垂直边缘的显示节段时的谱多普勒显示的细节。

具体实施方式

[0017] 根据本发明的原理,描述了其中FFT窗口尺寸适于谱图的目前特征的诊断超声系统和方法。在所图示的实施方式中,利用多个FFT窗口尺寸来处理解调的样本数据流,同时构建多幅谱图以用于分析。在一个方向上对导数算子进行近似但是在其他方向上平滑的二维空间滤波器被应用于谱图。能够通过实施用于接收到的信号的一个或多个滤波器的现场可编程门阵列(FPGA)的区段内的相互连接(例如,信号连接)进行编程来执行滤波器。较长窗口谱图被滤波以检测水平信号边缘,并且较短窗口谱图被滤波以检测垂直信号边缘。检测到的水平边缘和垂直边缘的特征在每个水平显示位置(像素)和垂直显示位置(像素)处引导从多幅谱图的选择或插值,以构建自适应组合的谱图。替代地,能够使用可变窗口长度来处理数据。在信号速度正在缓慢改变的时间段内(例如,心脏舒张),自适应谱图使用长时间窗口以用于好的速度分辨率,并且在信号速度正在快速改变的时间段内(例如,心脏收缩),自适应谱图使用短时间窗口以用于好的时间分辨率。结果是:当血流速度正在快速改变时,谱图具有好的时间精度,并且当血流速度正在缓慢改变时,谱图具有好的速度精度。

[0018] 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包含换能器元件的阵列12,所述阵列12将超声波发射到身体中并且接收返回的回波信号。将发射的波指向波束或扫描线中以询问身体中的感兴趣区域。一维阵列能够用于在单个平面上发射波束以用于二维成像。替代地,探头10是矩阵阵列探头,所述矩阵阵列探头具有被耦合到探头微波束形成器502的换能器元件500的二维阵列。矩阵阵列探头能够用于在单个扫描平面上或在身体的体积区域上发射波束以用于三维成像。能够通过探头在不同的方向上操控和聚焦波束,以询问在特定位置中的组织或在特定方向上的血流。由波束形成器控制器16提供对波束的关于发射和接收的控制和处理,所述波束形成器控制器16控制微波束形成器502和系统波束形成器14以适当地发射所形成的波束并将通过延迟和累加而接收到的信号波束形成为相干回波信号。在如图1所示的两级波束形成系统中,由微波束形成器502执行对接收到的信号的部分波束形成,并且由系统波束形成器14执行对波束形成处理的完成。波束形成器能够控制换能器阵列,以在期望的图像平面上扫描波束,并且例如在图像平面的区上重复地扫描波束,其中,将以对于存在于该身体区域中的血流速度适当的脉冲重复频率(PRF,采样速率)来评估血流。

[0019] 混合器(或QBP滤波器)18将回波信号解调成基带正交I分量和Q分量。替代地,可以使用正交带通滤波器。B模式检测器22使用I分量和Q分量,以通过取I分量和Q分量的平方和的平方根来执行针对组织图像的B模式检测。在空间基础上由B模式图像处理器24处理检测到的回波强度,以形成身体中的组织的二维图像或三维图像,所述二维图像或三维图像由显示处理器36处理以用于显示并且在被显示在显示屏52上。本文描述的处理器(例如,谱图处理器和选择/插值处理器)能够包括一个或多个合适的处理器,所述一个或多个合适的处理器例如能够包括合适的微处理器、数字信号处理器(DSP)、图像处理器等,例如,集成电路(例如,现场可编程门阵列)。

[0020] 正交多普勒数据被耦合到彩色流动处理器30,所述彩色流动处理器30将数据在空

间上处理成二维图像格式或三维图像格式,在所述二维图像格式或三维图像格式中,速度值被颜色编码。由显示处理器36将该多普勒彩色图叠加在空间上对应的B模式图像上,以图示流动正在发生的解剖结构中的位置,并且通过颜色编码定性地示出所述血流的速度和方向。来自图像中的特定点的多普勒数据(其是通过将采样体积SV放置在图像中的那个位置来选择的)被耦合到谱多普勒处理器32,所述谱多普勒处理器32产生在该点处的流速随着时间的改变和分布的谱显示。将谱多普勒显示转发到显示处理器36以用于处理,并且在显示屏52上显示谱多普勒显示。

[0021] 针对本发明的狭窄检查工作流程,来自彩色流动处理器30的彩色血流数据以及优选地来自B模式处理器24的在空间上对应的B模式数据被耦合到彩色框位置与操控角度处理器40。彩色框位置与操控角度处理器控制彩色流动图像的设定和特征的自动化,包括适当地定位彩色框,设定多普勒波束的多普勒角度,在图像中定位采样体积SV以及适当定位用于多普勒角度校正的流动角度光标。为了控制多普勒角度并且从选定的采样体积采集数据样本,彩色框位置与操控角度处理器被耦合到波束形成器控制器16,以控制多普勒波束方向和计时。通过在用户控制面板50上设定控制来提供对彩色框位置与操控角度处理器的设置和控制。由图形处理器34提供对由彩色框位置与操控角度处理器控制的功能的图形显示,例如,彩色框的轮廓、采样体积图形以及流动角度光标,所述图形处理器34被耦合到显示处理器36以将图形叠加在超声图像上。在标题为“ULTRASOUND SYSTEM WITH AUTOMATED DOPPLER FLOW SETTINGS”的美国专利申请公开号2014/0221838中更加全面地描述了彩色框位置与操控角度处理器40的操作,通过引用将其并入本文。

[0022] 图2示出了用于进行狭窄评估检查的典型的彩色流动/谱多普勒双图像的超声系统显示。二维(2D)解剖结构的超声图像60被显示在屏幕的顶部处,并且谱多普勒显示62被显示在屏幕的底部处,并且被看到具有在以厘米/秒为单位的速度方面进行校准的垂直轴和在以50毫米/秒为单位的的时间方面进行校准的水平轴。谱显示的每条垂直线图示了在该时刻的估计的血流速度的分布。在彩色框70内部完成多普勒询问,并且在该框内部显示彩色流动图像。以没有彩色多普勒叠加的B模式灰度级示出了在彩色框70外部的图像的周围部分。使用彩色框勾画要执行多普勒的区域,并且在彩色框外部不执行用于多普勒全体采集的重复的多普勒发射。将多普勒发射局限到仅仅彩色框消除了对在框外部的重复的线询问的需要,并且因此限制了对产生图像所需的发射-接收循环的总数目,从而减少了采集图像所需的时间,这提高了显示的实时帧速率。沿着波束方向线68发射和接收用于谱多普勒数据的多普勒波束,并且在波束方向线上从采样体积SV返回的回波中采集用于谱多普勒显示的数据样本。将用于角度校正的多普勒流动方向光标66与血管64的纵向取向对齐,并且因此大体上与血管中的流动方向平行,并且多普勒操控角度是彩色框70和波束方向线68的垂直角度,所述彩色框70与所述波束方向线68通常平行于彼此。在该范例中,多普勒操控角度被设定为与血管64的纵向方向大致成60°角度。

[0023] 图3以框图形式图示了根据本发明的原理构建的图2的多普勒角度估计器和谱多普勒处理器的一种实施方式。从身体中的采样体积SV中采集的并由QBP滤波器18产生的正交(I,Q)数据样本被耦合到杂波滤波器或壁滤波器80。当评估血流速度时,并不想要身体中的移动组织或静止解剖结构的速度,并且对于血流评估的目的而言,身体中的移动组织或静止解剖结构的速度是杂波。由于将对彩色框70内部的每个事物进行多普勒处理,因此通

过由杂波滤波器或壁滤波器进行的另外的处理来消除除了血流以外的每个事物的速度。该滤波器将会通过另外的处理来阻挡或抛弃在阈值水平(一般为接近零厘米/秒的速度的阈值水平)之下的所有速度估计结果,假设这些速度是根据从静止或缓慢移动的组织返回的回波产生的。由于这些速度低于预期的血流速度范围,因此通过由杂波滤波器或壁滤波器80进行另外的多普勒处理和显示来排除这些速度。

[0024] 在所图示的实施方式中,来自采样体积的复合数据样本被应用于三个谱图处理器:长窗口FFT处理器82a、中等窗口FFT处理器82b和短窗口FFT处理器82c。这些处理器中的每个都运行FFT(快速傅里叶变换)算法,所述FFT算法计算一系列数据样本的离散傅里叶变换以将样本从它们被采集的时域转换为频域。由于频域值与返回信号的血流速度成比例,因此FFT处理器由此估计由经处理的样本序列表示的瞬时血流速度。典型的FFT算法具有以下形式:

$$[0025] \quad X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi n k / N} \quad k = 0, \dots, N-1.$$

[0026] 其中, x_n 是由QBP滤波器产生的复合样本。能够响应于在PW多普勒模式中的发射脉冲或通过对于在CW多普勒模式中接收到的回波周期性地采样来一次一个地采集复合数据样本。样本序列的典型数据速率(发射脉冲重复频率,PRF)在PW多普勒模式中为200Hz至2kHz,而典型的CW多普勒采样速率为100-200kHz。 X_k 是在 $-PRF/2$ 至 $+PRF/2$ 的范围内的多普勒频域估计结果。变量 n 是时间指数,并且 k 是频率指数。

[0027] 每个FFT处理一系列不同数量的样本(被称为窗口长度)。在一些实施例中,超声多普勒谱图显示能够使用复合FFT结果的对数幅值:

$$[0028] \quad Y_k = \log(|X_k|),$$

[0029] 或者一些事物基本上相当于压缩大的动态功率范围同时抛弃相位角。能够在水平(时间)维度和垂直(多普勒频率,速度)维度上对具有不同窗口长度的对数幅值谱图进行重新采样,以匹配显示的期望像素间距并促进多幅谱图的自适应组合。重新采样是公知的技术,使用例如多相有限脉冲响应(FIR)滤波器或样条插值。

[0030] 在FFT算法中, N 是窗口中的样本的数量,通常,对于PW多普勒为50-500,而对于CW多普勒为1000-4000。用于FFT算法的相继运行的窗口通常在时间上交叠,使得得到的多普勒谱显示是平滑的,并且在时间上被充分采样而不会出现锯齿状或不规则。例如,示范性交叠是75%。开窗数据通常以零点(补零)进行延伸直到两个中的下一个更高功率以用于有效的FFT处理。根据本发明的原理,三个谱图处理器82a、82b和82c具有不同的窗口长度,分别为长窗口长度、中等窗口长度和短窗口长度。因此,三个谱图处理器的示范性窗口长度将是512个样本、256个样本和64个样本,包括补零。用于PW多普勒模式的另一组示范性窗口长度为512个样本、128个样本和64个样本。

[0031] 由于三个谱图处理器利用数据样本的不同窗口长度来运行FFT算法,因此三个谱图处理器将会产生不同的结果。长窗口谱图处理器82a将会产生在速度上更精确但在时间上较不精确的频率(速度)估计结果。短窗口谱图处理器82c将会产生在时间上更准确但在速度上较不精确的频率估计结果。因此,当血流正在快速改变时,如在当心脏正在迅速收缩时的心脏收缩期间或在狭窄附近,短窗口谱图处理器将会是优选的。当血流速度并未正在

快速改变时,例如在心脏正松弛时的心脏舒张期间或在没有狭窄的血管中,长窗口谱图处理器将会是优选的。将意识到,能够通过利用不同窗口长度对单个谱图处理器进行分时复用来产生多幅不同的谱图。

[0032] 图3的示范性实施方式具有选择/插值处理器86,所述选择/插值处理器86以选择的方式对来自三个谱图处理器的估计结果进行组合,以产生用于显示的最终谱图62。能够组合谱图的一种方式是在逐点的基础上在时间和速度上对来自三幅谱图的三个速度进行插值。由选择/插值处理器产生的最终谱图因此将会展现出一系列速度,其中的每个从长窗口谱图、中等窗口谱图和短窗口谱图的对应速度进行插值。选择/插值处理器也被看到为从水平边缘检测器84a和垂直边缘检测器84b接收输入。能够通过通过对FPGA的对接收到的信号实施水平边缘检测和/或垂直边缘检测的区段内的相互连接(例如,信号连接)进行编程将边缘检测器耦合到处理器。水平边缘检测器84a检测由长窗口谱图处理器82a产生的谱图中的谱节段,并且垂直边缘检测器84b检测由短窗口谱图处理器82c产生的谱图中的谱节段的边缘。这通过在图4和图5中示出的放大的谱图节段图像来图示。图4示出了两个水平谱节段92和93。通过图像处理来检测这些节段的边缘,所述图像处理跨图像在垂直线方向上在时间上比较图像中的相继的像素。当水平节段存在时,当垂直搜索找到这些节段中的一个时将会遇到白色像素。随着像素搜索垂直地继续进行,相继的像素将在节段的边缘处展现从白色到黑色的急剧转变。像素的比较将会检测这种显著转变并且因此检测水平节段的边缘。沿着邻近垂直线的搜索将会在图像中的同一垂直位点处或附近产生类似的急剧转变,指示谱节段主要为水平取向。水平边缘检测器84a将向选择/插值处理器86发出谱图正在主要在水平(时间)方向上延伸的信号。

[0033] 类似地,垂直边缘检测器84b跨图像在水平线方向上在速度上比较谱图像中的相继的像素,搜索垂直谱节段的边缘。参考图5,示出了具有垂直谱节段的谱图图像。当垂直节段(例如,94)存在时,当跨图像的水平搜索找到这些节段中的一个时,将会遇到白色像素。随着像素搜索水平地继续进行,相继的像素的比较在节段的边缘处展现从白色到黑色的急剧转变。像素的比较将会检测这种显著转变并且因此检测垂直节段的边缘。沿着邻近水平线的搜索将会在图像中的同一水平位点处或附近产生类似的急剧转变,指示谱节段94主要为垂直取向。垂直边缘检测器84b将向选择/插值处理器86发出谱图正在主要在垂直(速度)方向上延伸的信号。跨图像的这些像素搜索类似于如在美国专利6491636(ChenI等人)中描述的用于心室边界检测的那些像素搜索,通过引用将其并入本文。在构建的实施例中,水平边缘检测器和垂直边缘检测器包括检测像素数据的二维阵列中的边缘的二维空间滤波器。

[0034] 选择/插值处理器86通过选择用于显示的该像素处的对应窗口长度谱图作为最终的自适应谱图来对每个水平(时间)像素和垂直(速度)像素处的谱节段的主要方向的指示做出响应。如果水平边缘检测器84a发出其谱图中主要为水平边缘的信号,则不存在许多速度方差或快速的速度改变,并且选择/插值处理器将会通过使用利用长窗口FFT处理的谱图作为用于显示的最终谱图来做出响应,由此突出速度精度。当垂直边缘检测器84b发出其谱图中主要为垂直边缘的信号时,目前血流中存在正在进行的快速速度改变,并且选择/插值处理器将会通过使用利用短窗口FFT处理的谱图作为用于显示的最终谱图来做出响应,由此突出快速速度改变。如果三个检测器都不是主要的,则选择/插值处理器86能够使

用由中等窗口谱图处理器82b产生的谱图。替代地,如果没有哪个边缘检测器是主要的,则选择/插值处理器86可以根据所有三个处理器产生经插值的最终谱图。

[0035] 应当理解,框图图示中的每个框和各个框的组合以及本文公开的系统和方法中的任何部分能够通过计算机程序指令来实施。这些程序指令可以被提供给处理器以产生机器,使得所述指令在处理器上被运行时创建用于实施框图中的一个或多个框指定的或针对本文公开的系统和方法所描述的动作的方法。计算机程序指令可以由处理器来运行以使得由处理器执行一系列的操作步骤,从而产生计算机实施的过程。计算机程序指令也可以使得操作步骤中的至少部分被并行地执行。此外,也可以跨多于一个的处理器来执行各个步骤中的一些,例如可能在多处理器计算机系统中产生各个步骤中的一些。另外,在不偏离本发明的范围和精神的情况下,一个或多个过程也可以与其它过程同时执行或者甚至以与所描述的顺序不同的顺序来执行。

[0036] 计算机程序指令能够被存储在任何合适的计算机可读硬件介质中,包括但不限于,RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器或其它存储技术、CD-ROM、数字通用光盘(DVD)或其它光学存储设备、磁带盒、磁带、磁盘存储设备或其它磁性存储设备,或者能够用于存储期望的信息并且能够由计算设备进行访问的任何其它介质。

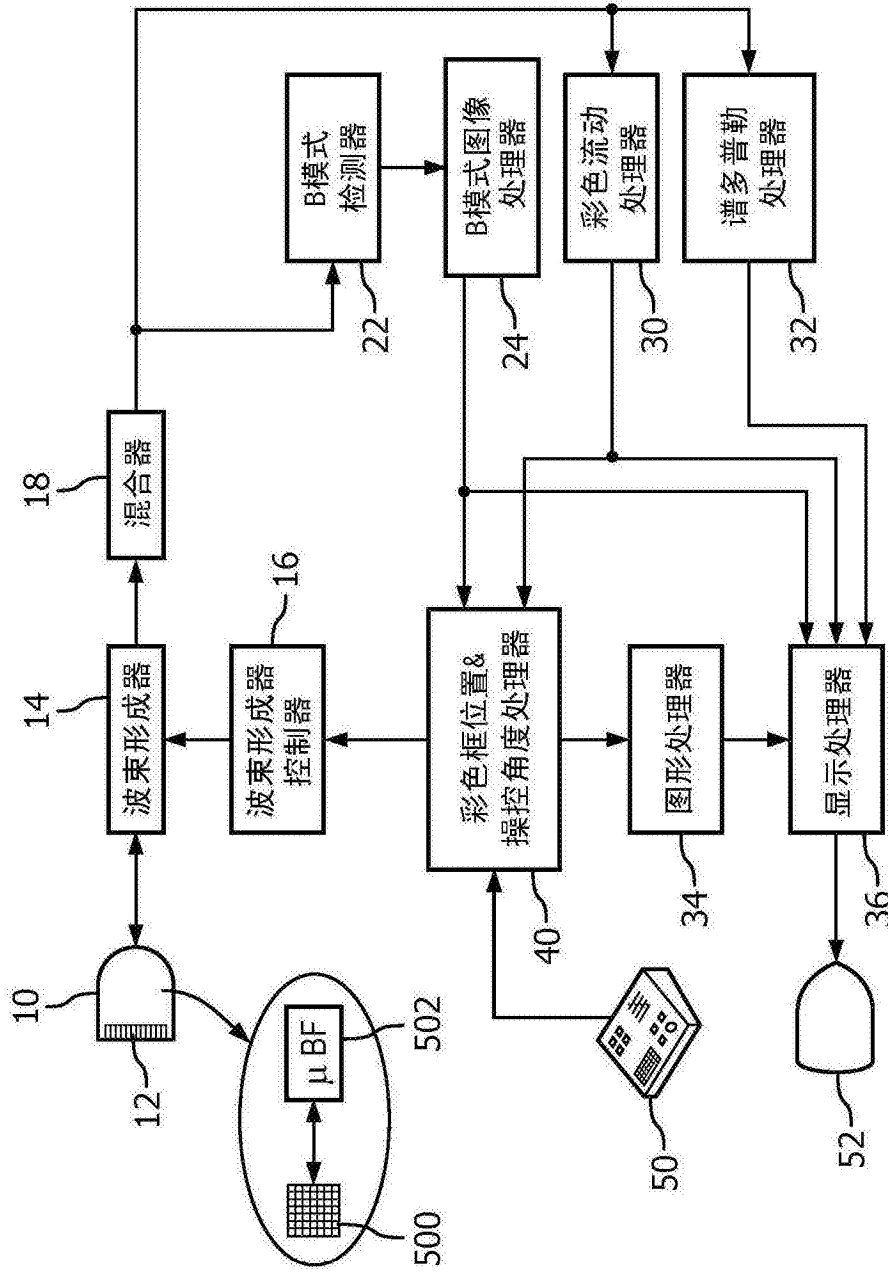


图1

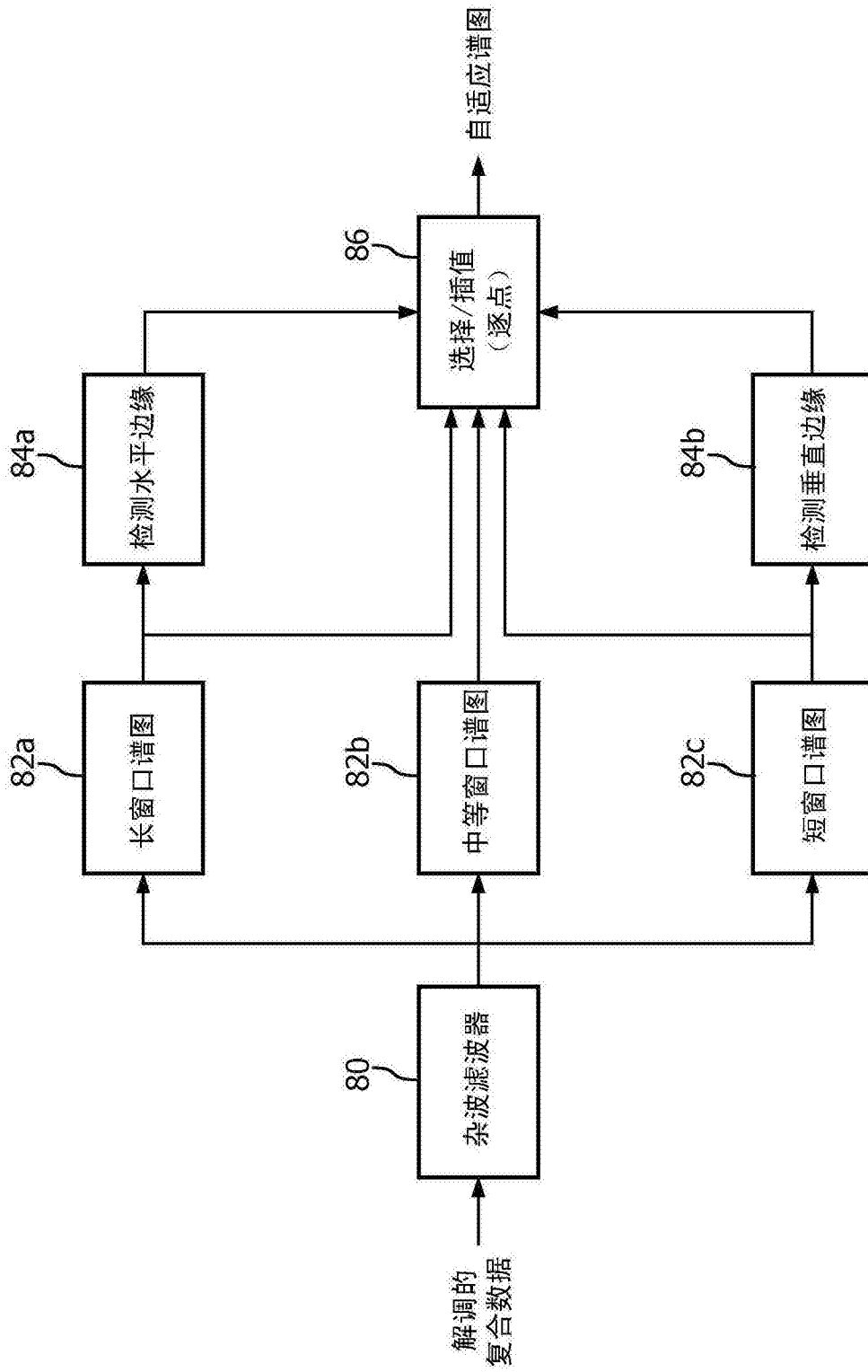


图3

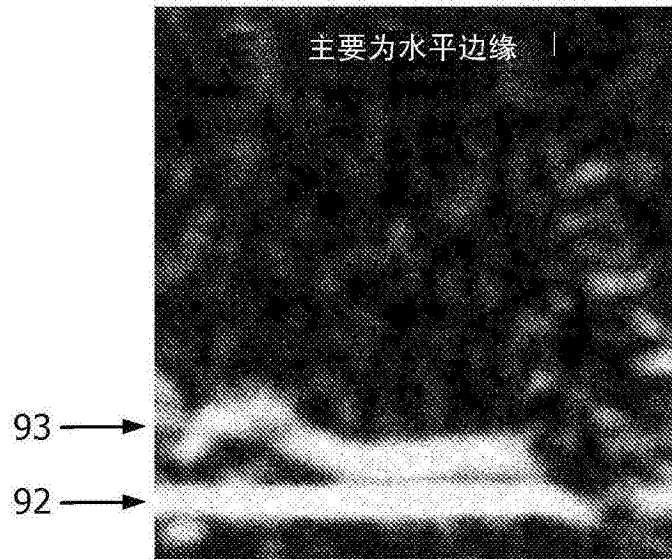


图4

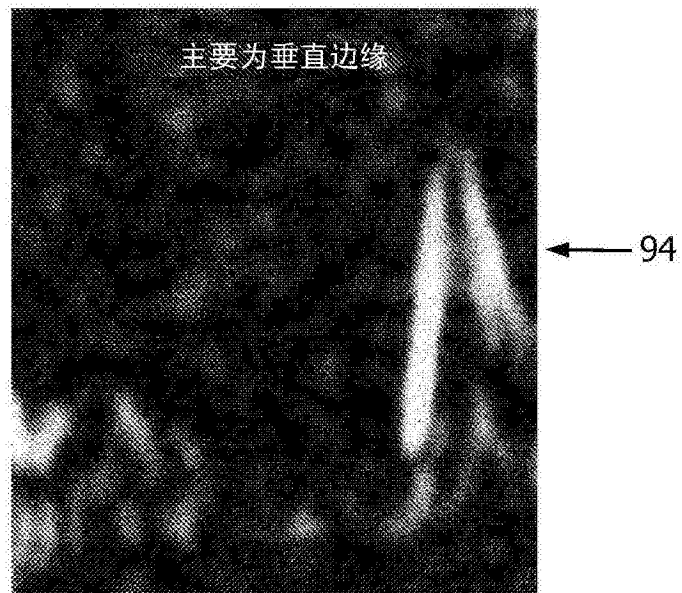


图5

专利名称(译)	利用自适应采样窗口尺寸的谱多普勒处理		
公开(公告)号	CN107920802A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680049942.6	申请日	2016-08-18
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	DW克拉克		
发明人	D·W·克拉克		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8979		
代理人(译)	王英		
优先权	62/210518 2015-08-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于超声系统的谱多普勒处理器通过利用FFT算法处理一系列复合血流回波样本来产生血流速度估计结果。在样本的长窗口的情况下运行所述FFT算法以产生具有好的速度精度的速度估计结果，并且在样本的短窗口的情况下运行所述FFT算法以产生具有好的时间精度的速度估计结果。当血流速度并未正在快速改变时，使用长窗口算法，并且当血流速度正在快速改变时，使用短窗口算法。

