



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104011559 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 27

(21) 申请号 201280052019. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 10. 19

G01S 15/89 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/06 (2006. 01)

61/549, 016 2011. 10. 19 US

G01F 1/66 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/061120 2012. 10. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/059659 EN 2013. 04. 25

(71) 申请人 维拉声学公司

地址 美国华盛顿州

(72) 发明人 约翰·弗林

罗纳德·埃尔文·戴格尔

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理

有限责任公司 11204

代理人 余朦 王艳春

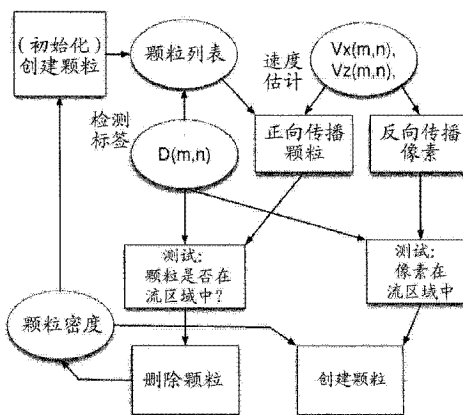
权利要求书4页 说明书36页 附图10页

(54) 发明名称

使用平面波传输的用于矢量多普勒成像的估计和显示

(57) 摘要

矢量多普勒成像 (VDI) 通过在由计算系统生成的显示的每个像素处给出血流的速度和方向而对传统彩色多普勒成像 (CDI) 有所改进。通过超声换能器的平面波传输 (PWT) 的多角度方便地给出在广域视野上的投影多普勒测量, 当捕捉瞬时流动态时, 提供足够的角差异以在短时窗中识别速度矢量。公开了用于 PWT 的快速、防止混叠的速度矢量估计, 并且使用新颖的综合颗粒流可视化方法示出使用 5MHz 线性阵列的颈动脉的 VDI 图像。



1. 一种用于产生血流速度矢量图像的方法,其包括以下步骤:
  - 在相对换能器阵列的至少两个具体角度处,将至少两个未聚焦平面波声信号发射至位于基本上整个测量场上方的介质中;
  - 响应于发射,接收所述换能器阵列上散射和反射的超声信号;
  - 处理所接收的超声信号以提取信息;
  - 通过以下步骤,使用所提取的信息构建血流矢量速度信号:
  - 对所提取的信息进行壁滤波;
  - 采用经过壁滤波的信息来形成自相关值和多普勒频率估计值;
  - 将具有混叠干扰的双基距离率模型划分为线性部分和非线性部分;
  - 通过加权最小二乘方案求解所述双基距离率模型,所述血流矢量速度信号对应于所述介质中至少一个点;
  - 生成所述血流矢量速度信号;
  - 由通过对作为血流速度向量估计程序的副产物产生的质量度量的值的一系列测试使所述血流矢量速度信号证明合格,来检测对应于显示装置像素的血流的存在;以及
  - 从所述血流矢量速度信号在显示装置上生成血流矢量速度图像。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,发射步骤和接收步骤包括传输多个平面波声信号以及接收系综中的散射和反射的超声波信号,具有与多普勒测量一致的定时,并且在至所述换能器阵列的一个或多个离散的角度处,相对于换能器坐标,将传输的平面波传播的停延至所述介质中。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,包括使用壁滤波、自相关和多普勒频率估计中的一个或多个为每个传输角度独立处理所接收的超声波信号。
4. 根据权利要求 3 所述的方法,包括从特定双基距离率模型中的所有传输角度组合多普勒频率估计,以及计算所述测量场内血流矢量速度估计的推断。
5. 根据权利要求 4 所述的方法,包括用混叠偏置将所述双基距离率模型划分为线性部分和非线性部分。
6. 根据权利要求 5 所述的方法,包括对于与每个平面波角数据对应的频率估计,将方差分量用作质量估计。
7. 根据权利要求 6 所述的方法,包括类似于与复 Rice 随机变量相关联的角度的方差,从多普勒信噪比计算多普勒频率估计方差。
8. 根据权利要求 6 所述的方法,包括从参考平均频率的瞬时频率偏差计算多普勒频率估计方差。
9. 根据权利要求 6 所述的方法,包括多普勒频率的假定混叠偏置的建模以及提供在受混叠影响的单个平面波角通道上的随后矫正调整,以允许高达脉冲速率频率两倍的混叠的正确解释,并且防止通常在心脏收缩阶段过程中出现的、在多普勒混叠事件过程中的图像黑视。
10. 根据权利要求 9 所述的方法,包括在所述模型中一个或多个混叠的平面波角通道的组中,对至相邻的平面波角度的假设混叠偏置分量提供限制。
11. 根据权利要求 5 所述的方法,包括使用在每个平面波发射角处的多普勒频率方差来制定计算血流矢量速度估计和最佳混叠偏置假设的加权最小二乘估计方案。

12. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:  
通过对所述血流矢量速度估计程序的副产物的资格测试执行血流检测,包括:  
a. 测试血流速度矢量估计的计算值的精确度;  
b. 测试滞后一自相关值的组合功率的计算值;  
c. 测试归一化速度值的计算值;  
d. 测试自相关残差的计算值;以及  
e. 如果由测试证明合格,那么测试导致作为流信息显示的像素的声明的白化频率残差的计算值;
13. 根据权利要求 1 所述的方法,包括:  
用所述双基距离率模型的倒数校正谱多普勒图像迹频率标度;以及  
从所述谱多普勒图像迹频率标度的校正,在显示装置上从所述血流矢量速度信号生成作为定量血流速度谱的血流矢量速度图像。
14. 根据权利要求 1 所述的方法,包括:  
通过以下步骤,在所述显示装置上从所述血流矢量速度信号生成作为定量瞬时血流速度的血流矢量速度图像:  
对投影至切断血管的体素表面上的表面法向的血流速度向量进行积分;以及  
用以流量单位标记的纵轴,在类似于谱多普勒图像的格式上,将结果显示为瞬时流量。
15. 一种用于产生血流速度矢量图像的方法,包括:  
在相对换能器阵列的至少两个具体角度处,将未聚焦平面波声信号发射至位于基本上整个测量场上方的介质中;  
响应于发射,以与多普勒测量相一致的方式接收所述换能器阵列上散射和反射的超声信号;  
处理所接收的超声信号以提取信息;  
使用所提取的信息构建血流矢量速度信号,所述血流矢量速度信号对应于所述介质中的至少一个点,构建包括以下步骤:  
对所提取的信息进行壁滤波;  
采用经过壁滤波的信息来形成压缩格式的共轭滞后积;  
通过在所述积上使用时空梯度运算来形成矢量速度测量模型,并且通过加权最小二乘方案求解所述模型;  
由通过对作为血流速度向量估计程序的副产物产生的质量度量的值的一系列测试使所述血流矢量速度信号证明合格来检测在像素处存在血流;以及  
从所述血流矢量速度信号在显示装置上生成血流矢量速度图像。
16. 根据权利要求 15 所述的方法,包括通过壁滤波进行预处理,并且以 0 或更大值的滞后,计算产生的系综数据的压缩格式共轭滞后积。
17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,所述处理包括用多普勒推导速度估计增加血流 IQ 数据。
18. 根据权利要求 15 所述的方法,包括计算时空梯度分量,以使得在系综时间窗上计算血流滞后积的瞬时时间导数和空间导数。
19. 根据权利要求 15 所述的方法,包括采用链式法则,因此,所述流速矢量由计算的一

个或多个 PW 传输角的梯度数量来约束,从而使得能够计算血流矢量速度估计。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,包括对于每个平面波传输角度的系综,用瞬时多普勒推导速度估计增加所计算的梯度数量。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,包括相对增加的梯度数量中的梯度时间导数,在使用梯度噪声方差和多普勒速度方差来加权多普勒值。

22. 根据权利要求 1 所述的方法,其包括:

通过用独立颗粒处理的合成颗粒夹带,在显示装置上从所述血流矢量速度信号生成所述血流矢量速度图像,其步骤包括:

对于多个未连接的流区域,调节颗粒密度以遵循逐帧延伸的流的动力学;

对离开流区域的颗粒进行测试,并且通过从颗粒列表删除相关的颗粒来响应于肯定;

对进入流区域的颗粒进行测试,并且通过在所关联的像素中以概率方式创建颗粒来响应于肯定;

通过根据所述颗粒列表中每个颗粒的最接近的重合血流矢量速度估计使其空间位置前进来及时将其向前移动;以及

将显示的颗粒传播速度的集合以期望的“放缓”因数缩放,以使得能够以随意减小的速度查看颗粒流路径。

23. 一种超声波处理系统,包括:

模块,适于产生声信号、在所述模块中的多个接收元件处接收声信号的至少一个回声以及从中获得多个回声信号;以及

处理器,联接至所述模块,并且配置成:

从所述多个回声信号中提取信息;

通过以下步骤,使用所提取的信息构建血流矢量速度信号:

对所提取的信息进行壁滤波;

使用经过壁滤波的信息来形成自相关值和多普勒频率估计值;

将具有混叠干扰的双基距离率模型划分为线性部分和非线性部分;以及

通过加权最小二乘方案求解所述模型,所述血流矢量速度信号对应于介质中至少一个点;以及

由通过对作为血流速度向量估计程序的副产物产生的质量度量的值的一系列测试使所述血流矢量速度信号证明合格,来检测在显示装置像素处存在血流;以及

显示装置,配置成从所述血流矢量速度信号生成血流矢量速度图像。

24. 一种超声波处理系统,包括:

模块,适于产生声信号、在所述模块中的多个接收元件处接收所述声信号的至少一个回声以及从中获得多个回声信号;以及

处理器,联接至所述模块,并且配置成:

从所述多个回声信号中提取信息;

通过与所述介质中至少一个点相对应的血流矢量速度信号使用所提取的信息构建所述血流矢量速度信号,所述构建包括以下步骤:

对所提取的信息进行壁滤波;

使用经过壁滤波的信息来形成压缩格式的共轭滞后积;

通过在所述积上使用时空梯度运算来形成矢量速度测量模型,并且通过加权最小二乘方案求解所述模型;

由通过对作为血流矢量速度估计程序的副产物产生的质量度量的值的一系列测试使所述血流矢量速度信号证明合格,来检测在像素处存在血流;以及

显示装置,配置成从所述血流矢量速度信号生成血流矢量速度图像。

## 使用平面波传输的用于矢量多普勒成像的估计和显示

### 背景技术

[0001] 技术领域

[0002] 本公开涉及超声成像,更具体地,涉及利用速度矢量估计用于生成矢量多普勒彩色图像的超声成像系统,该系统使用综合颗粒流可视化方法。

[0003] 相关领域的描述

[0004] 超声成像已经发展成诊断多种疾病状态和状况的有效工具。超声设备的市场多年来已经显现稳步增长,这由图像质量方面的改进和区分各种组织的能力推动。不幸的是,对于超声系统,仍存在设备花费对于重大采用来说过高的许多应用。示例是下面的应用领域,如乳腺癌检测、前列腺成像、肌肉骨骼成像和介入放射学。在这些和其它领域中,超声成像的诊断效力依赖于用于各种组织类型的区分和识别的优秀的空间和对比分辨率。这些性能能力仅在具有更广泛处理能力的更昂贵超声系统上得到。

[0005] 超声成像一直需要大量的信号和图像处理方法,尤其对于采用多达 128 个或更多换能元件的阵列系统,每个换能元件具有独特的信号处理要求。过去的十年已经在除市场最底层的那些系统以外的几乎所有系统中显现出向数字信号处理的改进精度和灵活性的过渡。通过使用高度集成的数字电路,该过渡从长远角度看具有降低系统成本的可能性。不幸的是,超声系统的低制造量导致用于这些独特电路的大量开支和固定花费,因而向数字信号处理的过渡未显著降低系统成本。

[0006] 医学超声中的多普勒方法包括用于对血流进行成像和量化的多项相关技术。对于静止目标,从目标反射回换能器的脉冲的往返行程时间对于每次传输是相同的。相反,来自移动对象的连续的回声影像返回将关于传输脉冲在不同时间到达,并且通过使这些回声互相关,可以估计对象速度。由于超声路径是定向的(沿着波束轴线),所以仅轴向运动产生多普勒信号。对于波束横向的流是不可检测的,因此传统多普勒方法中获得的速度幅度仅代表流速矢量的轴向分量。为了估计流速矢量的真实幅度,采用了矢量多普勒方法。通常,这些方法依赖于多波束角数据以估计流矢量和流速矢量的方向。

[0007] 已经发展了几种基于多普勒的方法来呈现血流的不同方面。通常,流场的“空间成像”用于定位血管,以测量血管尺寸和观察流结构。“流成像”与回声影像成像结合用于“双功”模式,该“双功”模式将覆盖图中的两类图像与以灰阶呈现的回声影像振幅和以彩色绘制的流速相结合。由于流成像在采集时间和处理载荷两方面要求更高,所以在关心区(ROI)内计算流场,该关心区是较大回声影像图像的子集。

[0008] 在选自 ROI 内的小得多的取样容积内,可能将流速详细量化。能够单独地采样并处理的最小容量由轴向长度(传输脉冲长度)和侧向波束宽度(在成像平面之内和之外)给出。任何方法的空间分辨率取决于取样容积的大小,还取决于对于那个位置的系统灵敏度设置。

[0009] 谱多普勒方法报告流速的谱以及在心动周期(cardiac cycle)期间流速的谱如何变化,并且谱多普勒方法通常将谱通过图形呈现为谱图并通过扬声器可听见地呈现谱。此外,谱多普勒方法对关于一系列传输获得的流速功率谱进行计算,并且通常将谱通过图形

呈现为谱图并通过扬声器可听见地呈现谱。对血液速度的全时变谱的访问允许在取样区内准确地计算平均流速和峰值流速,并提供全部超声多普勒方法的流分布的最完整特征描述。

[0010] 关心区内速度场的彩色流多普勒成像是这样一种方法,该方法使用调色板呈现流并且通过使用暖(略带红色的)色调和冷(略带蓝色的)色调区分不同流向(通常朝向换能器或离开换能器),调色板通常将较高速度比较低速度渲染得更明亮。不对移动非常慢的区域和静止区域进行染色,并且使用“壁滤波器”阈值来设置最小截止速度。彩色流多普勒能够在关心区内提供近似平均的流速,但是由于保持合理的帧速率所需要的短采集序列的原因,所以精度是有限的。

[0011] 彩色流多普勒需要采集一连串相同的传输—接收事件或者“系综(ensemble)”,以通过多种方法检测和量化运动,本质上查找在信号的到达时间或相位方面的相关差异。脉冲重复频率(PRF)能够与由从换能器到图像最大深度并返回的声音的往返行程时间所允许的一样快,但是通常将其调整至在没有混叠的情况下显现峰值血液速度所允许的最小值。在ROI中对于每条多普勒扫描线通常使用具有8到16个之间的脉冲—回声事件的系综。传输波束焦点参数的选择通常导致比用于回声影像成像的那些参数宽2至3倍的多普勒扫描线。需要在每个波束方向上传输一个脉冲系综通常导致对于彩色流多普勒比对于回声影像成像更慢的帧速率。来自慢帧速率的伪影(artifact)在多普勒成像中可能经常比在灰阶回声影像中更明显,这是因为在心动周期的一部分期间,流中可能发生显著的变化,并且甚至轻微的探测运动都可能在整个ROI上导致明显的流。

[0012] 使用小的ROI能够提高帧速率,但是可能限制流异常情况的评定。例如,使用10条多普勒线和12个脉冲系综的彩色流ROI需要120个事件,这与全帧回声影像图像类似。

[0013] 通常,在很大程度上,高质量多普勒成像在技术上比回声影像成像更困难,这是因为来自血液的反向散射与组织相比十分弱。对产生整齐的且无伪影的彩色流图像的公知基本挑战包括:

[0014] • 对高度可重复的传输脉冲的需求和采集硬件中很低的噪声和相位抖动。

[0015] • 流信号经常具有与各种噪声源相同的数量级,但是平均值对帧速率和其它运动伪影具有不利影响。

[0016] • 组织的散射振幅和血液的散射振幅之间的大对比度导致难以辨别血管壁(强回声)和移动血液(弱回声),甚至在速度对比度高时。此外,血流速度在血管壁附近经常很慢,其经常与心动周期同步移动(脉动)。

[0017] • 多普勒脉冲通常长于回声影像脉冲,并且必须小心记录具有不同分辨率的流图像和回声图像。由于多普勒脉冲的取样容积可能大于血管壁直径,因此对于小的血管壁,这是特别有挑战性的。

## 发明内容

[0018] 矢量多普勒成像(VDI)通过在每个像素处给出血流的速度和方向对传统彩色多普勒成像(CDI)有所改进。平面波传输(PWT)的多角度方便地给出在广域视野上的投影多普勒测量结果,当捕捉瞬时流动态时,提供足够的角差异以在短时窗中识别速度矢量。在变形方法中,只需要一个平面波角度,向对更深层组织成像的情况提供灵活的应用。公开了

用于 PWT 方案的快速、防止混叠的速度矢量估计。

[0019] VDI 成像动态地展现给使用本文公开的新颖的综合颗粒流可视化方法的用户。该系统和方法已经通过使用 5MHz 线性阵列对人类志愿者颈动脉的成像所展示。

[0020] 在本公开中,描述了两种方法:基于多普勒的方法,该方法使用平面波传输的多角度;以及基于梯度的方法,该方法能够有效地操作传输的一个平面波角度(但是如果存在多于一个的角度,能够将它们合并)。在两种方法中,PWT 测量模型以简化矢量速度计算的方式划分为非线性和线性分量。

[0021] 在矢量流估计的基于多角度多普勒的方法中,每个像素的速度矢量通过非线性模型在 PWT 系综的不同角度预示同相/正交(IQ)测量结果,该测量结果通过使用传统的 CDI 处理(杂波滤波和 Kasai 自相关)转换至一组多普勒频率得以线性化。取决于由于混叠的假设测量偏置,血速度矢量估计之后简化为小的线性加权最小二乘(WLS)问题的解。来源于 CDI 自相关滞后差异的权重是产生杂波滤波器效果的原因。初始问题的非线性因此简化为对有限数目的已知混叠偏置矢量进行的离散搜索。另外,WLS 估计量协方差提供信息,以便对于血流存在证明像素合格。

[0022] 在基于梯度的矢量血流估计方法中,PW 传输和重建在多普勒脉冲重复频率(PRF)状态中的帧速率生成 B 型流(B-流)形态的血运动图像序列。在像素点  $p = [x, z]$  的图像系列中的 IQ 数据的像素系综和 PRI  $t$  由 IQ 数量值组成,该 IQ 数量值由将系综壁滤波后的每个像素  $p$  处的 IQ 数据计算得出。值序列因此在与 PRF 相同的帧速率捕捉运动,从而精密标度的流动态显示为在血反射率中的移动纹理。使用链式法则,由图像序列的空时梯度造成的空间导数和时间导数与每个像素  $p$  处的纹理流速矢量场  $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$  和 PRI  $t$  相结合。所产生的估计等式通过在高斯-马尔科夫(Gauss-Markov)模型环境中的最小二乘解出以给出矢量流速度估计,该等式在模型中公式化以对于估计窗是恒定的。

[0023] 基于梯度的方法允许使用除零滞后(IQ 大小的情况)的共轭滞后积样本(自相关被加数)在具有更多数量的滞后下,并使用由瞬时多普勒推导速度估计在估计模型中扩大观察。这种扩大以牺牲准确度来提供改进的精度。

[0024] 与本文公开的基于多角度多普勒的处理相比,由于采集帧不需要为不同的平面波传输角度划分分离的部分,因此基于梯度的方法对壁滤波允许更长的间隔。则对于相当的窗时间,使用更急剧的过渡带进行更长的壁滤波器脉冲响应成为可能。这允许对帧速率和灵敏度的弹性进行平衡,且当在高帧速率获得平面波角度差异变得困难时使得深层组织的矢量流成像能够应用。

[0025] 为了显现所得到的速度矢量图像,使用一种新技术,其综合表示产生在流体中的颗粒的点的移动场。在其形成中,每个颗粒概率性地生成在检测到流的像素处,并具有与速度矢量估计成比例的运动,并被按比例缩小,以使得观察者可容易地察觉运动。颗粒根据将颗粒密度控制至用户偏好的守恒规则在图像上在帧与帧之间迁移。颗粒运动在被检测的流区域上进行,其中被检测的流区域被颜色标记以表示速度大小。

[0026] 使用 Philips L7-4 换能器和 Verasonics 采集系统,在活体中,使用基于多普勒的和基于梯度的方法展示在颈动脉上的 VDI。在适应 30fps 的收集率的 GPU 实施中,在七个角度收集的 PWT 系综利用基于多普勒的 VDI 处理被处理。一个 PWT 角度用于展示在约 60FPS 的数据收集速率的基于梯度的处理。视频显示揭示了流场的动态并显示了心脏舒张期间流

的良好检测。该矢量速度成像框架展示了足以捕获颈动脉中的流动态的采集帧速率。基于梯度的 VDI 处理方法还使用多普勒弦线式模体被评价了准确度和精确度。

[0027] 在塞流、层流以及湍流情况下,颗粒流可视化技术主观上是提供信息的。

[0028] 注意本公开全文中使用的术语“矢量流”、“矢量速度”和“矢量多普勒”的意思相同。

### 附图说明

[0029] 因为当结合附图时,从本公开的下面详细描述中本公开的前述和其它特征和优势变得更好理解,所以将更容易地体会到本公开的上述和其它特征和优势,在附图中:

[0030] 图 1 是根据本公开的用于多角度平面波采集方案的几何定义的图;

[0031] 图 2 是关于自相关值大小的自相关滞后一方差的示例的图;

[0032] 图 3 是自相关滞后一角度分布作为 DSNR 函数的示例的图;

[0033] 图 4 是从  $DSNR_m$  映射到  $\sigma_{f_m}^2$  的图示;

[0034] 图 5 是示出在处理函数和数据分量之间关系的流程图;

[0035] 图 6 是施加于颈动脉矢量流成像的颗粒流可视化的示例帧的图;

[0036] 图 7 是本公开的颗粒流可视化处理的主要阶段的图;

[0037] 图 8 示出用于本公开的处理的系统架构的高层表示;

[0038] 图 9 是面向像素处理的一个实施方式的基于软件架构的示意图;

[0039] 图 10 是根据面向像素处理形成的插件模块的图;

[0040] 图 11 是对于根据面向像素处理形成的 128 元线性阵列的采集数据的示意图;以及,

[0041] 图 12 是用于面向像素处理的像素映射处理的图。

### 具体实施方式

[0042] 在矢量流估计的基于多角度多普勒的方法中, PWT 测量模型以简化矢量速度计算的方式分成非线性分量和线性分量。每个像素的速度矢量预示通过非线性模型在 PWT 系综的不同角度处的 IQ 测量结果, 该测量结果通过使用传统的 CDI 处理 (杂波滤波和 Kasai 自相关) 转换至一组多普勒频率得以线性化。取决于由于混叠的假设测量偏置, 速度矢量估计之后简化为小线性加权最小二乘 (WLS) 问题的解。来源于 CDI 自相关滞后差异的权重是产生杂波滤波效果的原因。初始问题的非线性因此减少为对有限数目的已知混叠偏置矢量进行的离散搜索。另外, WLS 估计量协方差提供证明像素合格的信息。

[0043] 在基于梯度的矢量血流估计方法中, PW 传输和重建在多普勒 PRF 状态中的帧速率生成 B 型流 (B-流) 形态的血运动图像序列。在像素点  $p = [x, z]$  的图像系列中的 IQ 数据的像素系综和 PRI  $t$  由 IQ 数量值组成, 该 IQ 数量值由将系综壁滤波后的每个像素  $p$  处的 IQ 数据计算得出。值序列因此在与 PRF 相同的帧速率捕捉运动, 从而精密标度的流动态显示为在血反射率中的移动纹理。使用链式法则, 由图像序列的空时梯度生成的空间导数和时间导数与每个像素  $p$  处的纹理流速矢量场  $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$  和 PRI  $t$  相结合。所产生的估计等式通过在高斯 - 马尔科夫模型环境中的最小二乘解出以给出矢量流速度估计,

上述等式在模型中公式化以在估计窗是恒定的。

[0044] 为了显现所得到的速度矢量图像,使用一种新技术,其综合表示产生在流体中的颗粒的点的移动场。在其形成中,每个颗粒概率性地生成在检测到流的像素处,并具有与速度矢量估计成比例的运动,并被按比例缩小,以使得观察者可容易地察觉“实时、慢运动”表示中的运动。颗粒根据将颗粒密度控制至用户偏好的守恒规则在图像上在帧与帧之间迁移。颗粒运动在被检测的流区域上进行,其中被检测的流区域进行颜色标记以表示速度大小。还公开了用于将血流矢量速度图像显示为定量的速度谱和血管流速的方法。

[0045] 使用例如 Philips(飞利浦)L7-4 换能器和 Verasonics(维拉声学)采集系统,本公开展示了颈部脉管系统上的活体 VDI。在适应 30fps 的收集率的 GPU 实施中,在七个角度收集的 PWT 系综利用基于多角度多普勒的 VDI 处理被处理。视频显示揭示了流场的动态并显示了心脏舒张期间流的良好检测。该矢量速度成像框架展示了足以捕获颈动脉中的流动态的采集帧速率。该过程概念上简单并且计算上有效,并且其通过杠杆作用使标准 CDI 处理作为其前端。一个 PWT 角度用于展示在约 60FPS 的数据收集速率的基于梯度的 VDI 处理。基于梯度的 VDI 处理方法还使用多普勒弦线式模体被评价了准确度和精确度。

[0046] 应理解,平面波的角度相对于如图 1 所示的换能器面的法线被测量作为平面波波前与换能器阵列之间的角度。

[0047] 在塞流、层流以及湍流情况下,颗粒流可视化技术主观上是提供信息的。

[0048] 帧速率分析:这里,使用基于多角度多普勒的血流速度矢量计算方法对帧速率的益处与传统基于射线的成像系统进行比较。假设系综长度为 18PRI,并且 PRF 为 4KHz。然后,对于七个平面波角度,所公开的方法的帧速率(不包括 B 型采集)为 32fps。将该帧速率与被引导的线性阵列采集方法进行比较,该被引导的线性阵列采集方法具有 2:1 多线采集和 30 传输线每帧,具有慢 32 倍的 1fps 的帧速率。

[0049] 表 I

[0050]

## 术语表

$t$	PRI 指标
$\theta_m$	平面波 (PW) 传输角度
$m$	PW 角度指标
$M$	每帧的 PW 传输角度的数量
$N$	对于每个 $\theta_m$ 的 PRI 的数量
$r_m(t)$	图像点 IQ 样本
$s_m(t)$	在 PRI $t$ 和角度 $\theta_m$ 处的流信号
$H$	杂波滤波器矩阵
杂波	壁和静止组织信号
噪声	方差 $\sigma_n^2$ 的接收机噪声
$\hat{f}_m$	在角度 $\theta_m$ 处的多普勒频率估计
$\hat{\sigma}_f^2$	多普勒频率估计的方差
$\bar{a}_m$	流估计的滞后 1 自相关
$a_m(t)$	第 $t$ 共轭滞后 1 流信号积

[0051] 用于矢量速度血流估计的基于多角度多普勒的方法：

[0052] 处理描述

[0053] 根据本公开的矢量多普勒估计处理为每个重建图像点产生速度矢量估计。采集方案利用平面波传输对组织进行声穿透，其中平面波传输以不同平面波传播角度从阵列发出。每个平面波角度用于多个 PRI，以使得传输的系综在每个角度被收集。

[0054] 将血流速度矢量估计方法应用至宽束传输：虽然本文中公开的用于生成血流速度矢量估计的方法在平面波传输的背景下得到发展，但是通过相应地修改用于每个像素处波前定向的双基距离率模型，这些方法同等地适于多宽束传输。

[0055] 估计过程将计算分成三个阶段。首先，对在每个传输的平面波角度收集的系综数据单独应用多普勒估计。这是传统的彩色流处理，其除去静态的组织效果并产生由于在每个平面波角度测量的投影的（相对的）血流速度而导致的多普勒频率的估计。按照基于 Kasai 自相关的血多普勒估计方式的自相关滞后和导出的统计量为每个图像点处计算的副产物。结果为相对多普勒估计的多角度组。

[0056] 在第二步骤中，从第一阶段得到的组中的估计通过非线性最小二乘估计过程被组合，从而产生每个图像点处血流的矢量速度分量。

[0057] 最后，第三步骤通过对流的存在进行测试而证明每个图像点处的矢量速度估计合格。

[0058] A. 采集和重建的信号模型

[0059] 速度矢量估计过程建立在这样的采集方案上，其在一组角度  $\theta_m$  ( $m \in \{1, \dots, M\}$ ) 上传输平面波 (PW) 信号。假设该组 PW 角度关于阵列的法线矢量是对称的（在弯曲阵列的情况下，位于阵列中央）。每个角度  $\theta_m$  限定垂直于波前的移动方向。在每个角度以 PRF Hz 的速率在  $N$  个连续脉冲重复间隔 (PRI) 进行采集，从而形成该角度的系综。另外，在每个系综

开始时传输两个假脉冲,以诱导稳态的声学环境。下面在图 1 中示出了采集的几何图。

[0060] 每个采集事件产生 RF 数据的集合,其中根据该 RF 数据的集合,二维图像通过传统束形成过程(本文中未描述)被重建。因此对于  $M \times N$  次采集,产生了  $M \times N$  个相关联的图像,其中每个相关联的图像在深度和方位角上具有相同的空间采样坐标。估计过程对给定图像点处的所有数据进行与其他图像点处的数据相同地并且独立的处理。为了简化标记,在整个部分 II 中省略了标记中的空间采样指标。

[0061] 信号模型将每个束形成的(或其他方式重建的)图像点信号  $r_m(t)$  描述为来自缓慢移动的组织散射的杂波、血流信号  $s_m(t)$ 、以及方差为  $\sigma_n^2$  的附加白噪声的总和。然后在 PRI  $t$  和 PW 角度  $\theta_m$  的、用于所关心的 IQ 图像点的观察值的模型为:

$$[0062] \quad r_m(t) = s_m(t) + \text{杂波} + \text{噪声} \quad (1)$$

[0063] 其中  $t = 0, \dots, N-1$ 。收集  $N$  个  $r_m$  的样本给出了矢量形式的观察值的系综:

$$[0064] \quad r_m = [r_m(0), \dots, r_m(N-1)]^T \quad (2)$$

[0065] B. 每个平面波角度处的多普勒估计

[0066] 在估计流信号参数之前,应用至每个图像点 IQ 系综的高通滤波矩阵  $H$ (静态组织或“壁”滤波器)抑制低多普勒杂波信号。滤波器  $H$  可通过多种设计技术(如基于多项式回归或基于正弦回归)进行说明,或通过合适的自适应法联机地计算。通过将滤波器应用至 IQ 系综数据给出了信号估计:

[0067]

$$\hat{\mathbf{s}}_m = \mathbf{H} \mathbf{r}_m \quad (3)$$

[0068] 然后,应用 Kasai 基于自相关的血多普勒法给出了对于在每个 PW 角度的流信号的平均频率估计  $\hat{f}_m$ 。该步骤还估计了流方差,矢量估计过程稍后会使用该流方差(部分 II-C)。Kasai 方法计算流信号估计  $\hat{\mathbf{s}}_m$  的第一自相关滞后如下:

[0069]

$$\bar{a}_m = \sum_{t=1}^{N-1} a_m(t) \quad (4)$$

[0070] 其中各个第一阶滞后积  $a_m(t)$  定义为:

[0071]

$$a_m(t) = \hat{s}_m(t) \hat{s}_m^*(t-1) \quad (5)$$

[0072] 然后如下估计图像点的在角度  $\theta_m$  处诱导的平均多普勒频率  $f_m$ :

[0073]

$$\hat{f}_m = \frac{PRF}{2\pi} \tan^{-1}(\bar{a}_m) \quad (6)$$

[0074] 其中  $\tan^{-1}$  是范围为  $(-\pi, \pi)$  的四象限的复反正切,以及  $\lambda = c/F_0$  是传输的脉冲的载波波长。假设  $\hat{f}_m$  具有在  $m$  之间未修正的估测误差,并将其方差表示为:

[0075]

$$\sigma_{f_m}^2 = \text{var}[f_m]. \quad (7)$$

[0076] 在部分 II-C 中描述的速度矢量估计量利用了  $\sigma_{f_m}^2$ 。

[0077] 该计算（在部分 C2 中示出）需要比值

$$DSNR_m = |\bar{a}_m|^2 / \sigma_{a_m}^2,$$

[0078]

$$(8)$$

[0079] 其中该比值表示 PW 角度  $\theta_m$  的“多普勒 SNR”。就此，滞后方差  $\sigma_{a_m}^2$  被估计为：

[0080]

$$\sigma_{a_m}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{t=1}^{N-1} |a_m(t) - \bar{a}_m|^2 \quad (9)$$

[0081] C. 通过多普勒估计组合的速度矢量估计

[0082] 通过使用在 M 个 PW 系综角度中的每个角度处计算的统计量和每个图像点的多普勒频率估计组，组合处理产生期望的速度矢量。双基距离率模型使每角度多普勒频率估计与速度相关。该线性映射将频率表示为速度矢量分量的函数，其中该函数通过由于多普勒频率的混叠而导致的离散值的确定性的偏项和附加的随机误差而被破坏。

[0083] 该模型公式关于流速矢量（所关心的参数）是线性的，但是关于表示多普勒频率矢量  $b$  的混叠误差的二元的多余参数组是非线性的。本公开的方法是将模型白噪声化以平衡  $\sigma_{f_m}^2$ ，将该模型分成线性分量和非线性分量，然后通过直接解将线性部分反演并通过离散搜索假设偏置矢量。选择最低的残差二乘和 (RSS) 然后识别最小二乘速度矢量估计。在部分 C3 中，发展了降低离散搜索的范围的几何自变量 (argument)，该离散搜索用于混叠偏置和通过将混叠限制在邻近的平面波角度的系综中降低对只有噪声的数据的过拟合。混叠偏置的识别对本方法是重要的，这是由于忽视混叠偏置会在高多普勒事件期间在血管成像中造成“黑视 (blackout)”区域。这是因为混叠偏置在双基距离率模型中造成差拟合，随后用于模型的 WLS 解决方法会将事件认作噪声。因此，在例如心脏收缩事件期间，没有黑视表示使用了混叠校正。在非流动事件处没有过度噪声检测表示对邻近的平面波角度的混叠校正的限制。

[0084] 相反，直接 IQ 域或具有最小二乘目标函数的自相关域测量模型在非线性方式中具有与频率相关的速度。这会导致二维非线性最小化问题，需要对于流速度矢量的大小和方向的搜索。在具有高 SNR 的窄带“塞”流的情况下，这样的目标函数能够为具有多重极值的尖锐峰值，这需要精细搜索和因此带来的高计算成本。在本文所提出的方法中，直接解决分量避免了这样的困难，并且搜索是具有离散的、定义良好的枚举的一维搜索。

[0085] 1) 双基距离率模型：假设在 PW 角度  $\theta_m$  处获得的流信号  $s_m(t)$  经受平均多普勒频移，该多普勒频移由声信号处理理论的双基距离率模型所决定。这里，瞬时的声传播路径包括映射到方向矢量上的图像点的运动矢量的、对于入射的 PW 传输角度  $\theta_m$  的投影，并包括

反射的波的返回路径,该返回路径直接到达换能器阵列的最近点(图1)。将估计的多普勒频率收集至 M 长度的矢量 $[\hat{f}_1, \dots, \hat{f}_M]^T$ 中(并且在 f 上保留符号“^”,用于之后其多角度 LS 拟合),该模型可以记载为:

$$[0086] \quad f = Av + b + e, \quad (10)$$

[0087] 其中在图像点处的流速度矢量是  $v = [v_x, v_z]^T$  b 表示由于混叠引起的偏置, e 是随机错误,模型矩阵 A 维数为  $[M \times 2]$  且具有行  $a_m(\theta_m)$ , 其中:

[0088]

$$a_m = \frac{1}{\lambda} [\sin(\theta_m), 1 + \cos(\theta_m)]. \quad (11)$$

[0089] 注意 A 由 PW 角度决定,如果这些角度固定则 A 能够预计算。

[0090] 2) 多普勒频率估计方差:频率估计的方差  $\sigma_{\hat{f}_m}^2$  (7) 取决于 (8) 中的  $DSNR_m$  并且由经验确定的映射计算,该映射是有理多项式近似。在这之后的激励类比于与复 Rice 随机变量关联的角度的方差。参考图 2,显然随着  $DSNR_m$  变为零,角度(频率)变得更不确定。如图 3 所示,在极限情况下,角度变得在  $[0, \pi]$  上一致地分布。实际上,在由到达对于流方向近宽侧的角度的平面波所查询的低多普勒流上,这种影响更严重,因此也取决于壁滤波器特性。图 4 用图形示出当 12 个脉冲系综,在额定多普勒流频率为  $0.25 * PRF$  的情况下,从  $DSNR_m$  至  $\sigma_{\hat{f}_m}^2$  的映射。尽管近似在高 SNR 发散,但是用于正则化频率标准差的典型值限制该近似不低于 0.03。这具有消除发散的近似区的良好副作用。

[0091] 定义  $\hat{\theta} = \hat{f} / PRF$ , 图 4 示出的有理多项式近似由下述 MatLab 代码描述。在公开基于梯度的矢量流估计处理的后述部分中,将说明计算频率标准差的可选新方法。

[0092]

---

```

function [varTheta] = dsnr2fvarmap(snr,varargin);
%ricemoments: compute moments of rice R.V. (approximate)
%usage:
% varTheta = var(angle(z)), in rad. squared
% for z = complex gaussian, SNR = |mean(z)|^2/var(z)
%.

%Verasonics

% jaf 20jul2009
Kvai = length(varargin);kvai = 1; %use kvai and template below:

sizeSNR=size(snr);
%allowed SNR range
snrdbMax=100;
snrdbMin]= -30 ;
SNRRANGE = snrdbMax - snrdbMin;

snrdb = 10*log10(snr(:)');
snrBounded = fdim(snrdb, snrdbMin);
snrBounded = min( snrBounded , snrdbMax - snrdbMin );

Alpha=16;
%pade ratpoly coeffs:
B3= 1.72e+003;
A= [1 56.5685 1600];
snroffsetdb = 6.0;

f = snrBounded - snroffsetdb;

f2 = f.^2;
denomR = A(3) - A(1)*f2;
denomIminus = A(2)*f ;
denomMag2 = denomR.^2 + denomIminus.^2;

Hmag2 = (B3.^2)./denomMag2;
varTheta = Hmag2.^(Alpha/2);

varTheta = reshape(varTheta,sizeSNR);

end %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

function z=fdim(x,y);
%fdim: C99 fdim() function emulation.

z=x-y;
z(find(z<0))=0;
end %main

```

---

[0093] 3) 假定混叠偏置:在等式 10 中,矢量  $b$  的元素  $b_m$  引起混叠误差,我们将该混叠误差建模为确定性的并因此建模为偏置。这里我们使用试探的几何参数以降低初步构成的搜

索范围,即将在  $2^M$  个选择上的搜索降至在  $1+MN_A$  个选择,其中  $N_A$  是 PW 角度经验混叠的最大数目。在二进制假定设置下

$$[0094] \quad H_0 : |f_m| < PRF/2 \quad (12)$$

$$[0095] \quad H_A : PRF > |f_m| < PRF/2 \quad (13)$$

在无噪声的情况下,单个缠绕混叠条件  $H_A$  将估计的频率和非混叠多普勒频率关联为:

[0096]

$$H_A : \quad \hat{f}_m = f_m - \text{sign}(\hat{f}_m) PRF. \quad (14)$$

[0097] 根据任何可能的二进制混叠配置构成偏置矢量  $b$  给出  $2^M$  个可能的偏置矢量。为了降低可能集合的大小,我们注意到混叠可能被分组到邻近的 PW 角度中。考虑 PW 传输角度,称为  $\theta_F$ ,  $\theta_F$  在传播角度中离在图像点处的流的真正方向最近。如果混叠存在于  $\theta_F$ ,则由于相对 PW 方向  $\theta_F$  是具有最大距离率的角度,因此该混叠比在任何其他 PW 角度处的混叠更大。因此,随着对于  $\theta_F$  的 PW 角度发散至最小混叠误差的一些角度,混叠误差将单调地减少。假定一些由最大为 PRF Hz 的混叠影响的采集角度,我们推断它们肯定在角度上邻近。

[0098] 垂直于阵列的流呈现特殊情况:极端角度可能都经历相同的混叠误差大小。在圆形格式上定义 PW 角度邻接(因此认为两个极端角度邻近),也满足这种特殊情况。

[0099] 在上述几何限制下,偏置矢量组按如下枚举。在无混叠情况  $H_0$  下, $b$  是零矢量。在  $M$  中的一个 PW 角度上的混叠表示  $M$  个可能的偏置矢量  $b$ 。在这些情况下,偏置矢量包含零作为除了在  $M$  中的一个元素之外的元素,其中代表混叠偏置的第  $m$  个元素设置为:

[0100]

$$b_m = -\text{sign}(\hat{f}_m) PRF. \quad (15)$$

[0101] 将此归纳为两个邻近的混叠角度给出另外的  $M$  种情况,包括把两个极端角度聚集的情况。因此两个或更少的混叠角度的情况给出  $2M+1$  个偏置矢量。通过将假设组延伸额外的邻近混叠角度导致另一组  $M$  个选择。对于  $N_A$  或更少的混叠角度,归纳将假设  $N_H$  数量给出为:

$$[0102] \quad N_H = N_A \times M + 1. \quad (16)$$

[0103] 例如,在七角度采集方案中假设三个同时混叠 PW 角度,可行的混叠偏置错误矢量组具有 22 个不同的矢量。描述如下:

[0104] 简单情况是没有混叠。

[0105] 当在 PW 传输的一个角度中混叠的情况下,式 17 的列枚举所有偏置矢量,偏置矢量用于从由 PW 角度排序的七个采集结果中确切的一个混叠采集角度。

[0106]

$$\begin{array}{ccccccc}
 b_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & b_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & b_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & b_4 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & b_5 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_6 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_7
 \end{array} \tag{17}$$

[0107] 当在PW传输的两个角度中混叠的情况下,式18的列枚举所有偏置矢量,偏置矢量用于从由PW角度排序的七个采集结果中确切的两个混叠采集角度。

[0108]

$$\begin{array}{ccccccc}
 b_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_1 \\
 b_2 & b_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & b_3 & b_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & b_4 & b_4 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & b_5 & b_5 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & b_6 & b_6 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_7 & b_7
 \end{array} \tag{18}$$

[0109] 当在PW传输的三个角度中混叠的情况下,式19的列枚举所有偏置矢量,偏置矢量用于从由PW角度排序的七个采集结果中确切的三个混叠采集角度。

[0110]

$$\begin{array}{ccccccc}
 b_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_1 & b_1 \\
 b_2 & b_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_2 \\
 b_3 & b_3 & b_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & b_4 & b_4 & b_4 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & b_5 & b_5 & b_5 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & b_6 & b_6 & b_6 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & b_7 & b_7 & b_7
 \end{array} \tag{19}$$

[0111] 为了完成于三角度示例的假设组,形成(17)、(18)、(19)的并集并使用零矢量(代表无混叠情况)。总数是22个可能的偏置矢量。

[0112] 4) 速度矢量的最小方差估计:合并上述模型的特性对于在图像点处的流速度矢量允许加权最小二乘估计量,其中,计算权重以给出受制约的测量结果统一方差。

[0113] 非线性模型 (10) 分为线性和非线性分量, 以使得

[0114]

$$\hat{\mathbf{v}} = [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W} (\mathbf{f} - \mathbf{b}_*) \quad (20)$$

[0115] 其中, 权重矩阵  $\mathbf{W}$  的第  $m$  个对角线元素为:

[0116]

$$w_{m,m} = \left( \sigma_{min}^2 + \sigma_{\hat{f}_m}^2 \right)^{-1}. \quad (21)$$

[0117] 由于我们假设噪声在采集结果之间独立, 因此  $\mathbf{W}$  的对角线外的元素为零。频率精确度的下限  $\sigma_{min}$  起到正则化项的作用。典型的正则化值限制其不小于  $(0.03 \text{ PRF})$ , 与所期望的多普勒分辨率相称。由于处理链中出现静止的组织 / 壁过滤器  $\mathbf{H}$ , 因此需要加权。在流方向和  $\mathbf{PW}$  传播方向之间的大相对角处, 特别是对于慢移动流, 相对的多普勒频率能够与  $\mathbf{H}$  的阻带一致。这使得对应的多普勒频率估计是极为有噪声的。通过 (7) 对频率变化量进行量化能够使得用于最小二乘公式的加权最优化。

[0118] 式 20 中的最优化混叠偏置矢量  $\mathbf{b}_*$  解决最小化问题:

$$\mathbf{b}_* = \operatorname{argmin}_j [\mathbf{f} - \mathbf{b}_j]^T \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{P}^\perp \mathbf{W}^{1/2} [\mathbf{f} - \mathbf{b}_j] \quad (22)$$

[0120] 其中, 投影按以下方法计算:

$$\mathbf{P}^\perp = \mathbf{I} - \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{A} [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W}^{1/2} \quad (23)$$

[0122] D. 后处理: 内插和检测

[0123] 最小二乘估计步骤的副产物提供了用于检测在图像点处的流的度量。空间内插形式的速度估计精确度、归一化的速度、多普勒频率剩余、自相关剩余以及结合的自相关幂被应用在独立的检测测试中。

[0124] 空间内插: 空间内插将在  $x$  和  $z$  维度中的采样密度加倍, 从而保留输入样本的原始值。线性最近邻加权提供内插点。

[0125] 速度精确度: 由于权重  $\mathbf{W}$ , 式 20 中的白化错误是独立同分布 (i. i. d.) 和单位方差。因此根据最小二乘理论, 速度估计协方差为:

[0126]

$$\sum_{\hat{\mathbf{v}}} = [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1} \quad (24)$$

[0127]

$$\sigma_{v_x}^2 = \sum_{\hat{\mathbf{v}}} (1, 1) \quad (25)$$

[0128]

$$\sigma_{v_z}^2 = \sum_{\hat{\mathbf{v}}} (2, 2). \quad (26)$$

[0129] 在方形的距离单位中的速度精确度是在速度估计中的总误差:

[0130]

$$\sigma_{\hat{\mathbf{v}}}^2 = \sigma_{v_x}^2 + \sigma_{v_z}^2. \quad (28)$$

[0131] 对于速度精确度的大值表示没有可靠的流估计可用于图像点。

[0132] 归一化的速度大小 : 归一化的速度大小  $v_{nm}$  是在坐标中以等精确度刻度的速度的长度。

[0133]

$$v_{nm}^2 = (v_x / \sigma_{v_x})^2 + (v_z / \sigma_{v_z})^2. \quad (29)$$

[0134] 如果归一化的速度量  $v_{nm}^2$  低于阈值, 则图像点是非流。

[0135] 结合的幂 : 结合的幂度量提供了视为所有采集角度的幂估计。这通过拟合的频率的对应元素校准滞后一自相关值  $\bar{a}_m$  :

[0136]

$$\hat{\mathbf{f}} = \mathbf{A}\hat{\mathbf{v}}, \quad (30)$$

[0137] 并通过 DSNR 对这些值加权以使得 :

[0138]

$$\bar{a}_m^0 = DSNR_m \exp(-2\pi \hat{f}_m / PRF) \bar{a}_m \quad (31)$$

$$[0139] \quad \bar{a} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \bar{a}_m^0. \quad (32)$$

[0140] 将计算的值与阈值参数比较, 如果结合的幂  $\bar{a}$  太小则图像点是非流。

[0141] 自相关剩余 : 使用最小二乘拟合的多普勒频率矢量的估计, 我们通过 DSNR<sub>m</sub> 对滞后一自相关矢量分量进行加权并在复平面中对这些分量进行校准。结果的样本标准差表示为“自相关 RSS”:

[0142]

$$RSS_{AC} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M |\bar{a}_m^0 - \bar{a}|^2 \quad (33)$$

[0143] 将计算的值与上限参数比较, 如果由拟合的多普勒频率校准的滞后一太大, 则图像点是非流。

[0144] 白化频率剩余 : 拟合的频率矢量剩余是最小二乘速度矢量估计的乘方的拟合误差的总和 :

[0145]

$$RSS = \|\mathbf{f} - \hat{\mathbf{f}}\|^2 \quad (34)$$

[0146] 资格测试 : 如下所示的阈值或上限测试独立结合上述空间内插的度量以证明图像点合格。任何断言为真的测试将声明点为“非流”。所有测试必须都通过以使图像点有资格作为流。根据用户偏好针对每个扫描头应用, 调整用于测试的阈值和上限值。

[0147] 测试<sub>1</sub> :  $\sigma_v^2 > T_{prec}$  (35)

[0148] 测试<sub>2</sub> :  $v_{NM}^2 < C_{vel}$  (36)

[0149] 测试<sub>3</sub>:  $RSS > T_{Fresid}$  (37)

[0150] 测试<sub>4</sub>:  $RSS_{AC} > T_{ACresid}$  (38)

[0151] 测试<sub>5</sub>:  $P_{comb} < C_{pow}$  (39)

[0152] 用于矢量速度血流估计的基于梯度的方法

[0153] 综述

[0154] 在前述部分公开的血流矢量速度成像处理需要平面波 (PW) 传输的多角度以构成用于矢量速度分析的鲁棒可逆模型。本部分公开了只需要一个平面波传输角度、并因此只需要一个系综的一组方法。在本方法最简单的形式中, 所提出的矢量速度成像处理使用 PW 传输和重建以生成处于多普勒 PRF 状态中的帧速率的、B 型流 (B-流) 形态的血运动图像序列。在点  $p = [x, z]$  和脉冲  $t$  的图像系列  $F(p, t)$  中的像素系综由 IQ 数量值组成, 该 IQ 数量值由将系综壁滤波后的每个像素  $p$  的 IQ 数据计算得出。值序列因此在与 PRF 相同的帧速率捕捉运动, 从而将精密尺度的流动态显示为在血反射中的移动纹理。

[0155] 使用链式法则, 由梯度造成的空间导数和时间导数与每个像素  $p$  和 PRI  $t$  处的纹理流速度矢量场  $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$  相耦合。所产生的估计等式通过在高斯 - 马尔科夫模型环境中的最小二乘解出以给出矢量流速度估计, 矢量流速度估计在模型中公式化以对于估计窗是恒定的。

[0156] 我们也评价变形, 该变形在观察中包括在滞后  $0, 1, \dots$ , 处的共轭滞后积样本 (自相关被加数) 以及瞬时多普勒推导速度估计, 和从多平面波角度合并数据。这些变形包括: (1) 使用血反射强度的仅梯度矢量速度血流估计方法; (2) 基于梯度的、多普勒增加的矢量速度血流估计方法; (3) 使用血反射的多共轭滞后积的基于梯度的矢量速度血流估计方法; 以及 (4) 使用由多普勒估计增加的、血反射的多共轭滞后积的基于梯度的矢量速度血流估计方法, 并入来自多平面波角度的数据。

[0157] 与前述部分公开的多角度平面波处理相比, 由于帧没有对于不同的平面波传输角度划分为单独的部分, 因此本方法对壁滤波允许更长的间隔。则对于相当的捕获窗次数, 具有更急剧的过渡带的更长的壁滤波器脉冲响应成为可能。这允许对帧速率和灵敏度进行平衡的灵活性, 且当获得平面波角度多样性变得困难时启发对深层组织的矢量流成像的应用。

[0158] 在使用只有梯度矢量流中的典型方法是通过空间平均而并非通过本公开中的时间聚集以获得模型鲁棒性。因此, 本公开保持空间分辨率, 不然分辨率会由于空间平均而降低。本公开的另一新颖方面是避免假设观察, 在该观察至少表现梯度, 如通常所做的, 以获得方差分量的二次估计, 该方差分量是在高斯 - 马尔科夫模型的加权最小二乘 (WLS) 解决方法中加权所需要的。

[0159] 使用 Philips L7-4 换能器和 Verasonics (TM) 采集系统, 单角度 PWT 矢量速度成像已经展示在多普勒弦线式模体和颈动脉上。以 5KHz PRF 在准线角度上收集 PWT 系综。根据矢量速度分量估计的偏置和精确度以及估计的方向对性能进行评价。本文公开的处理性能在成像深度抑制由基于多角度多普勒的 VDI 处理所需要的 PWT 角度多样性的有效生成的应用中提供实用性。

[0160] 基于梯度的矢量流估计方法描述

[0161] 本公开考虑了基于梯度的流矢量估计的变形, 这些变形计算在每个重建的图像点

处的速度矢量值。与在本公开的前述部分中描述的基于多角度多普勒的矢量流估计方法相比,基于梯度的矢量流估计方法能够在仅仅一个平面波传输角度处有效地操作。但是,它们也容易推广至将多个平面波传输角度合并。当存在平面波传输角度的有限范围时,例如在当以比换能器孔径尺寸大得多的深度下对组织成像时的情况下,基于梯度的方法是有效的。由于需要更少的角度,因此可能得到更快速的采集。这在快速血流动态的事件期间当通过矢量流形态成像时提供附加利益。

[0162] 用于基于梯度的矢量流估计的采集方案和处理

[0163] 除了平面波传输角度的数量可能是一个,用于基于梯度的矢量流估计的采集方案与用于多角度多普勒方法的采集方案大体地相似。组织受到在典型多普勒 PRF 的 PW 传输的声波作用,以通过 PW 重建为每个像素形成传统的多普勒系综,PW 传输从在一个或多个平面波角度处的阵列发出。在每个平面波角度处传输并未做进一步处理的两个换能器脉冲决定声学环境。系综时间窗被限定于不长于流静止假设所允许的。所有处理变形首先使用壁滤波处理重建的数据以从每个像素系综  $r(t)$  移除静止组织杂波,其中:

$$[0164] \quad r(t) = s(t) + \text{杂波} + \text{噪声} \quad (40)$$

[0165]  $s$  表示血流信号, $t$  表示 PRI(时间)指标,以使得在矢量形式中用于  $N$  个样本的壁滤波后的数据是:

[0166]

$$\hat{\mathbf{s}} = \mathbf{H} \mathbf{r} . \quad (41)$$

[0167] 在壁滤波之后,对于一个或多个滞后  $l=0, 1-1$ , 信号数据矢量  $\hat{\mathbf{s}}$  的时间样本  $s(t)$  (在像素图像点  $p$  处) 的矢量的共轭滞后积  $F(p, t, l)$  以压缩的幅度格式计算为:

[0168]

$$F(p, t, l) = \hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|^{-1/2} \quad (42)$$

[0169] 注意项  $\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*$  是在滞后  $l$  的样本自相关的被加数。如下所述,这些分量将通过基于梯度的矢量流估计方法的变形使用。

[0170] 仅梯度的矢量流估计

[0171] 在仅梯度矢量流估计处理中,不需要使用多普勒估计。这里,对于每个图像点  $p$ , 时空梯度从壁滤波后的数据  $\hat{\mathbf{s}}(t)$  计算 IQ 强度值的导数。这种仅梯度的处理能够合并在不同平面波传输角度收集的系综数据的梯度,但是不使用所采用的平面波传输角度的实际值。在一个平面波传输角度的情况下,梯度计算的输入,称为  $F(p, t)$ , 可以解释为图像强度的一种 B 流图像系列,其中在对于所有包含系综的  $t$  的像素  $p$  处:

[0172]

$$F(p, t) = F(p, t, 0) = |\hat{s}(t)| \quad (43)$$

[0173] 注意这是滞后 0 处理如下发展。应用导数链式法则:

[0174]

$$\frac{d}{dt} F(p, t) = \frac{\partial F}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial F}{\partial z} \frac{dz}{dt}. \quad (44)$$

[0175] 为方便起见,使用矢量:

[0176]

$$\mathbf{g} = \begin{bmatrix} F(p, t = 0) \\ \vdots \\ F(p, t = N - 1) \end{bmatrix} \quad (45)$$

[0177] 并同样地使用随时间的关联梯度导数分量的矢量  $\mathbf{g}_x$ 、 $\mathbf{g}_z$  和  $\dot{\mathbf{g}}$  对在一个像素  $p$  处的图像时间系列进行限制。不同于由于空间独立变量  $x = x_0 - v_x t$  和  $z = z_0 - v_z t$  导致的恒定速度直线平移, 假设所期望的图像  $F$  的血流分量相对采集窗不随时间改变。则流速度矢量  $[v_x, v_z]^T$  通过以下等式由所计算的梯度量制约:

[0178]

$$\mathbf{y}_g = -\dot{\mathbf{g}} \quad (46)$$

$$[0179] \quad = [\mathbf{g}_x \quad \mathbf{g}_z] \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \mathbf{e}_g \quad (47)$$

$$[0180] \quad = \mathbf{A} \mathbf{v} + \mathbf{e}_g, \quad (48)$$

[0181] 其中, 我们将误差矢量  $\mathbf{e}_g$  的对角线协方差建模为:

[0182]

$$\text{cov}(\mathbf{e}_g) = \mathbf{I} \sigma_g^2 \quad (49)$$

[0183] 式 48、式 49 连同未知的  $\sigma_g^2$  一起形成具有经典解的高斯 - 马尔科夫模型

[0184]

$$\hat{\mathbf{v}} = (\mathbf{A} \mathbf{A}^T)^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{y} \quad (50)$$

[0185] 以及

[0186]

$$\sigma_g^2 = \mathbf{y}^T P_A^\perp \mathbf{y} / (N - 2), \quad (51)$$

[0187] 其中, 由下式形成映射:

[0188]

$$P_A^\perp = \mathbf{I} - \mathbf{A} (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T, \quad (52)$$

[0189] 给出血流矢量速度估计  $v_x$ 、 $v_z$ , 和血流反射梯度噪声  $\mathbf{e}_g$  的方差。

[0190] 附加误差项  $\mathbf{e}_g$  的使用公认地简单, 这是因为由于噪声在梯度中产生的误差、波束成形杂波以及加速也将出现在  $\mathbf{A}$  的列中。

[0191] 检测在我们的评价中, 如在传统的彩色多普勒成像中, 通过流能量估计的阈值和上限, 以及 B- 型优先级设置来检测像素。速度估计预测的精确度

$$[0192] \quad \text{cov}(\hat{\mathbf{v}}) = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \hat{\sigma}_g^2 \quad (53)$$

[0193] 也为像素资格提供检测信息,与本公开在基于多普勒的矢量流估计方面的前述部分中所描述的检测方法一致。

[0194] 多普勒增加的梯度矢量流估计

[0195] 当用于在式 50 中的分量  $v_z$  的估计量展现与由相同数据(如在结果部分中所讨论的)计算的、对应的、独立导出的多普勒估计相当的偏置时,  $v_x$  和  $v_z$  的根据经验的精确度远比多普勒精度差。这启示了使用信息增加等式 50 的估计量,该信息包含具有提高  $v_x$  估计的精确度的目标的多普勒估计。在一个平面波传输角度为 0 度(准线)的情况下,通过构建以下模型达到该增大:

$$[0196] \quad \mathbf{y}_{gd} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}} \\ \mathbf{v}_d \end{bmatrix} \quad (54)$$

$$[0197] \quad = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_x & \mathbf{g}_z \\ \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_g \\ \mathbf{e}_d \end{bmatrix} \quad (55)$$

$$[0198] \quad = \mathbf{A}_{gd}\mathbf{v} + \mathbf{e}_{gd}, \quad (56)$$

[0199] 其中矢量  $\mathbf{v}_d$  包括  $N-1$  个具有期望值  $v_z$  的瞬时多普勒推导速度估计,其中对角线观察误差协方差为:

$$[0200] \quad \Sigma_{gd} = \text{cov}(\mathbf{e}_{gd}) = \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \sigma_g^2 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & & \mathbf{I} & \sigma_d^2 \end{bmatrix} \quad (57)$$

[0201] 为了将混叠问题与  $\mathbf{v}_d = [v_d(0), \dots, v_d(N-2)]$  的元素  $v_d(t)$  抵消,即时的多普勒估计被计算为参考它们平均值的角度偏差,以使得:

$$[0202] \quad v_d(t) = \delta v_d(t) + \bar{v}_d(t), \quad (58)$$

[0203] 其中,  $\bar{v}_d(t)$  是基于 Kasai 自相关的血多普勒频率估计量

$$[0204] \quad \bar{v}_d(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \arctan \bar{a}(1), \quad (59)$$

[0205] 其中,

$$[0206] \quad \bar{a}(1) = \sum_{k=1}^{x-1} s_u s_{x-1}^k, \quad (60)$$

[0207] 其中,血微分的轴向速度是:

$$[0208] \quad \delta v_d(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \arctan [s_t s_{t-1}^* \bar{a}(1)^*]. \quad (61)$$

[0209] 组  $S v_d(t)$  的均方提供估计值  $\hat{\sigma}_d^2$ ,

[0210]

$$\delta_d^2 = \frac{1}{N-1} E_{l=1}^{N-1} \delta v_a(C)^2. \quad (62)$$

[0211] 注意式 62 是如在前述部分的基于多普勒的多角度矢量流估计方法中公开的计算多普勒方差的替换方法,该方法可能在某些情况下更具鲁棒性。这与之前由式 51 计算的估计一起提供对角线加权:

[0212]

$$\mathbf{W} = \Sigma_{gd}^{-1/2} \quad (63)$$

[0213] 与式 50 至式 53 类似,通过用  $wA_{gd}$  替换  $A$ ,用  $Wy_{gd}$  替换  $y$ ,根据高斯-马尔科夫理论由加权最小二乘方差来计算矢量速度估计,从而计算血流矢量速度估计  $v_x$  和  $v_z$ 。

[0214] 与在前述部分中用于基于多角度多普勒的矢量流估计方法的双基距离率多普勒模型相似,以上在式 56 至式 63 中描述的新颖方法推广至  $\theta_m$  的非零平面波传输角度,如下所示:

$$[0215] \quad \mathbf{y}_{gd} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}} \\ \mathbf{v}_d \end{bmatrix} \quad (64)$$

$$[0216] \quad = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_x & \mathbf{g}_z \\ a_{xm} \mathbf{1} & a_{zm} \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_g \\ \mathbf{e}_d \end{bmatrix} \quad (65)$$

$$[0217] \quad = \mathbf{A}_{gd} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{gd}, \quad (66)$$

[0218] 其中,  $a_{xm} = (1/2) \sin(\theta_m)$  并且  $a_{zm} = (1/2) [1 + \cos(\theta_m)]$ ,类似于上述公开基于多普勒的矢量流估计方法的部分。对于非零平面波传输角公式,再次依照与对于式 56 相似的解法,通过用  $WA_{gd}$  替换  $A$ ,用  $Wy_{gd}$  替换  $y$  使用式 50 至式 53,计算血流矢量速度估计  $v_x$  和  $v_z$ 。

[0219] 基于多滞后梯度的估计

[0220] 作为增加上述只有梯度方法的替换方法,对于梯度的附加观察可以通过在值为  $1 \cdots L$  的滞后  $l$  连接幅度压缩的复杂滞后积  $s_t s_{t-l}^*$  的梯度产生。与仅梯度的方法相比,该连接提高血速度矢量估计的精确度。所产生的矢量流估计方法不使用多普勒信息。在某些情况下,该方法可以比多普勒增加的方法显出更好的偏置性能。压缩的复滞后积  $s_t s_{t-l}^*$  在高于 1 的滞后值下计算,以使得在时间  $t$  和滞后  $l$ :

[0221]

$$r_{t,l} = s_t s_{t-l}^* |s_t s_{t-l}^*|^{-1/2} \quad (67)$$

[0222] 对于多个  $l = 1 \cdots L$ ,结果是:

[0223]

$$y_{ml} = \begin{bmatrix} -\dot{g}_1 \\ \vdots \\ -\dot{g}_L \end{bmatrix} = A_{ml} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{ml} = \begin{bmatrix} g_{x1} & g_{z1} \\ \vdots & \vdots \\ g_{xL} & g_{zL} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_{g1} \\ \vdots \\ e_{gL} \end{bmatrix} \quad (68)$$

[0224] 上式根据高斯-马尔科夫理论通过最小二乘解出,与式 50 至式 53 类似,通过用  $A_{ml}$  替换  $A$ ,用  $y_{ml}$  替换  $y$ ,计算血流矢量速度估计  $v_x$  和  $v_z$ 。

[0225] 基于梯度的、多滞后、多角度多普勒增加的矢量流估计

[0226] 本文公开的是在多角度平面波传输的一般情况下估计血流速度矢量的新颖方法,该方法使用在多滞后  $l = \{0, 1, \dots\}$  下的压缩的复滞后积  $S_t S_{t-l}^*$  的梯度,具有通过多普勒估计的增大。这里,根据在多角度  $\theta_m$  (其中  $m = \{1 \dots M\}$ ) 收集的系综数据计算对于  $L$  滞后的多滞后梯度,并使用多普勒估计  $v_{dm}$  使该多滞后梯度附带有对于第  $m$  个传输角度每个等式 58 计算的元素。数据采集因此与在前述部分中公开的基于多普勒的矢量流速度方法相同。然后通过对用于不同平面波传输角度  $\theta_m$  的等式 67 和 68 的定义进行扩展形成集合模型:

[0227]

$$y_{mag} = \begin{bmatrix} -\dot{g}_{11} \\ \vdots \\ -\dot{g}_{L1} \\ v_{d1} \\ \vdots \\ -\dot{g}_{1m} \\ \vdots \\ -\dot{g}_{Lm} \\ v_{dm} \\ \vdots \\ -\dot{g}_{1M} \\ \vdots \\ -\dot{g}_{LM} \\ v_{dM} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_{x11} & g_{z11} \\ \vdots & \vdots \\ g_{xL1} & g_{zL1} \\ a_{x1} \mathbf{1} & a_{z1} \mathbf{1} \\ \vdots & \vdots \\ g_{x1m} & g_{z1m} \\ \vdots & \vdots \\ g_{xLm} & g_{zLm} \\ a_{xm} \mathbf{1} & a_{zm} \mathbf{1} \\ \vdots & \vdots \\ g_{x1M} & g_{z1M} \\ \vdots & \vdots \\ g_{xLM} & g_{zLM} \\ a_{xM} \mathbf{1} & a_{zM} \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_{g11} \\ \vdots \\ e_{gL1} \\ e_{d1} \\ \vdots \\ e_{g1m} \\ \vdots \\ e_{gLm} \\ e_{dm} \\ \vdots \\ e_{g1M} \\ \vdots \\ e_{gLm} \\ e_{dM} \end{bmatrix} \quad (69)$$

$$[0228] \quad = A_{mag} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{mag}, \quad (70)$$

其中,具有符合  $y_{mag}$  的对应子矢量的块的对角线误差协方差矩阵是:

$$[0229] \quad \Sigma_{mag} = \text{cov}(\mathbf{e}_{mag}) \quad (71)$$

[0230]

$$= \text{diag} \{ \sigma_{g_{11}}^2, \dots, \sigma_{g_{L1}}^2, \sigma_{d1}^2, \dots, \sigma_{g_{1m}}^2, \dots, \sigma_{g_{Lm}}^2, \sigma_{dm}^2, \dots, \sigma_{g_{1M}}^2, \dots, \sigma_{g_{LM}}^2, \sigma_{dM}^2 \} \quad (72)$$

[0231] 其中,diag 算子从矢量幅角构成对角矩阵,式 72 的  $(L+1)M$  个方差分量  $\sigma_{g_{lm}}^2$  和  $\sigma_{dm}^2$

根据式 51 和式 62 分别地计算。使用对角加权  $W_{mag} = \Sigma_{mag}^{-1/2}$ , 根据高斯 - 马尔科夫理论通过最小二乘, 通过用  $W_{mag}A_{mag}$  替换 A, 用  $W_{mag}y_{mag}$  替换 y 使用式 50 至式 53, 计算血流矢量速度估计  $v_x$  和  $v_z$ 。

[0232] 使用式 72 和 70 的新颖模型结构, 式 72 的量  $\sigma_{glm}^2$  和  $\sigma_{dm}^2$  通过方差分量的赫尔默特型二次估计的简单应用与血流矢量速度估计  $v_x$  和  $v_z$  一起迭代地提高 (这在测地学中是公知的), 从而提高所计算的  $v_x$  和  $v_z$  的精确度。

#### [0233] 性能测试结果

[0234] 在以两个角度 (-23 度和水平)、3.5 至 4 厘米的深度进行的测试中, 采用多普勒弦线式模体对本申请中所描述的、新颖的、基于梯度的一些方法中的性能进行了比较。由 Verasonics, Inc. 制造的 128 通道 VDAS 超声数据采集系统采集数据并进行重构。表 1 示出了测试结果。对于弦线倾斜的情况, 该表示出了相比仅基线梯度矢量流估计过程, 多普勒增强和多滞后梯度过程进行的横向速度精度的明显改进。该改进的代价是偏置的适度增大。作为参考, 还示出了  $v_z$  的 Kasai 多普勒估计估计的性能。

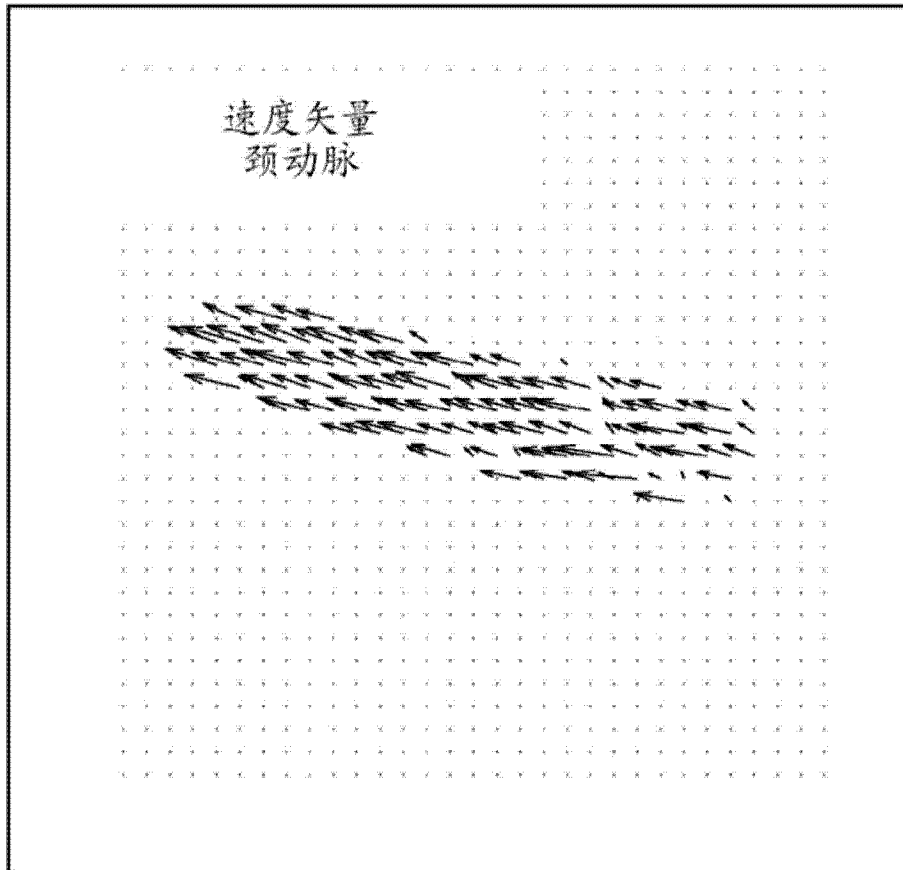
[0235] 表 1: 弦线式模体评价结果, 单位为 mm/sec, 示出偏置 (B)、精度 (P) 以及 3 个标准偏差的置信度 (C)

[0236]

V=40cm/s	Inc.	B	C	B	C	P	C	P	C
过程	例如	X	X	Z	Z	X	X	Z	Z
仅梯度	-23	-28	7	24	3	146	7	70	4
多普勒 (Dopp.)	-23	n/a	n/a	32	1	n/a	n/a	10	1
梯度增强	-23	-34	5	31	1	120	6	11	2
M-滞后, L=8	-23	-36	7	26	2	112	5	49	2
仅梯度	0	-60	7	1	6	117	18	120	18
多普勒 (Dopp.)	0	n/a	n/a	31	1	n/a	n/a	9	1
梯度增强	0	-77	12	1	3	117	17	18	3
M-滞后, L=4	0	-66	6	1	5	84	12	94	12

[0237] 还使用 Philips L7-4 线性阵列换能器在志愿者上成像颈动脉来对基于梯度的矢量多普勒成像系统进行评价。在下图中以箭头格式示出了通过多普勒增强梯度法计算的血流矢量速度估计的帧。对所得到的体内图像视频序列的主观评估表明了堪比前面章节中所公开的多角度的、基于多普勒的矢量流成像技术的质量。

[0238]



[0239] 通过多普勒增强梯度法进行的流角度估计展示

[0240] 对速度矢量进行缩放以便查看

[0241] 通过合成颗粒夹带进行的速度矢量显示（“颗粒流”）

[0242] 通过上文所述方法估计的速度矢量会产生矢量值图像，其中，每个像素具有两个速度分量。在两个单独的图像窗口中显示矢量估计的大小和方向能够通过彩条图例来显示定量信息，具有传统彩色流图像展示的美学作用。然而，已经发现观察者要努力地感知同时出现在显示屏幕上的两个窗口的动态特性。下文描述了在单一图像窗口中直观表达矢量像素信息的动态特性的可视化。

[0243] 该方法模拟了模仿血流中夹带的假想颗粒的运动的许多颗粒。考虑到离合成颗粒的位置最近的、估计的速度矢量像素，为每个图像帧周期计算颗粒运动。颗粒被吸引在所检测的流区域内部的屏幕上，与由常规彩色血流速度显示所描绘的速度矢量幅值相叠加。通过该方法，由于用每个新的帧更新了颗粒的位置，所以当观看者的眼睛推断颗粒运动的夹带时形成了流可视化。观看者可任意将屏幕上显示的运动缩放至实际速度的一部分，从而有效地允许在高速事件过程中进行血液动力学的实时“慢动作”检查，诸如颈动脉中的收缩。

[0244] A. 可视化过程概述

[0245] 在颗粒流的可视化中，一组随机放置的颗粒填充在图像中所有检测到的流区域。颗粒空间密度在统计学上一致。用户偏好控制颗粒的空间密度。

[0246] 在每一帧，通过根据附近估计的速度矢量更新该组颗粒的位置来给定它们的运

动。因此,位置扰动为帧时间间隔乘以速度矢量。如果新的颗粒位置不位于表示所检测的流的像素处,那么将该颗粒视为外出,并且从颗粒集合中删除。

[0247] 为了检查进入检测流区域的新的进入颗粒,对每个流像素计算类似但相反的位置。在这里要使用否定的速度矢量估计来计算每个流像素的负时间运动。如果像素的向后运动在流区域之外,那么在那些像素中有条件地生成新的颗粒。然后,将新的“进入”颗粒添加至积极颗粒列表。考虑到改变流区域大小,用于引入进入颗粒的条件适于保持流区域中所期待的颗粒密度,以使得进入和外出的颗粒平衡。整体密度条件通过随机选择进入颗粒的  $N_{def}$  来实施,其中  $N_{def}$  是颗粒亏缺。

#### [0248] B. 可视化过程描述

[0249] 颗粒流可视化方法的步骤在下文中的伪代码中示出:

[0250] 步骤 1:初始化颗粒列表:在每个检测到的流像素处有条件生成颗粒,其中概率等于密度设置  $D$ 。编制所创建的颗粒  $j$  及其相关联的位置  $[x, z]_j$  的列表。

[0251] 步骤 2:传播:通过根据由所期望的“放缓”因数缩放的、每个颗粒的最接近的重合速度矢量估计  $[\hat{v}_x, \hat{v}_z]$  使其空间位置前进而及时将颗粒列表中的每个颗粒向前移动。

[0252] 步骤 3:流从属关系测试:将颗粒位置量化至最近的像素;通过评估重合流检测标签为流区域从属关系测试新的颗粒量化位置;将不在流中的颗粒从颗粒列表中删除。

[0253] 步骤 4:反向传播:通过否定的速度估计  $[-\hat{v}_x, -\hat{v}_z]$  及时将每个流像素向后移动。将位置量化至最近的像素。

[0254] 步骤 5:为流区域从属关系测试反向传播的像素;如果不是在流像素中,采用等于密度设置  $D$  的概率生成新的颗粒。

[0255] 步骤 6:计算颗粒亏缺/盈余;

[0256] 步骤 7:如果亏缺:在流中的随机位置处产生足够数量的新颗粒以消除亏缺。

[0257] 步骤 8:如果盈余:选择当前颗粒列表的随机子集以删除。

[0258] 步骤 9:绘制显示帧上所有检测到的流像素,其中,速度矢量的幅值  $v_m^2 = \hat{v}_x^2 + \hat{v}_z^2$  由所期望的颜色表进行绘制。

[0259] 步骤 10:在其相关联的位置  $[x, z]_j$  处绘制当前颗粒列表中的所有颗粒。

[0260] 步骤 11:下一帧

[0261] 图 5 示出了过程功能组成部分与数据组成部分之间的关系。

[0262] 可视化过程的主要阶段在图 7 中示出。板 A 示出了具有用蓝色箭头标记的流像素的代表性流区域。

[0263] 在图 7 的板 B 中,初始化阶段定义了颗粒分布:

#### [0264] 初始化

[0265] 1) 用户设置像素密度  $D$

[0266] 2) 采集  $N_{pix}$  流像素位置列表

[0267] 3)  $N_{part} = D * N_{pix}$

[0268] 4) 选择流像素的  $N_{part}$  随机子集

[0269] 图 7 的板 C 示出了正向传播的步骤:

[0270] 将颗粒位置从帧  $k$  传播至帧  $k+1$  ( $t = t+T_f$ )

[0271] 1)  $[x, z]_{k+1} = [x, z]_k + T_f * [v_x, v_z]_k$

[0272] 2) 将颗粒位置量化至像素指数

[0273] 3) 如果颗粒在流像素中,进行测试;如果为真,那么删除颗粒

[0274] 图 7 的板 D 示出了反向传播的步骤:

[0275] 将颗粒位置从帧  $k$  反向传播至帧  $k-1$  ( $t = t-T_f$ )

[0276] 1)  $[x, z]_{k+1} = [x, z]_k + T_f * [v_x, v_z]_k$

[0277] 2) 量化像素位置

[0278] 3) 如果像素在流像素之外,进行测试;如果为真,那么以概率  $D$  在  $[x, z]_k$  创建新颗粒。

[0279] 图 6 示出了来自颈动脉扫描的颗粒流显示过程的示例帧。合成的颗粒(橙色)覆盖由速度矢量幅值(蓝色)进行颜色编码的所检测的流区域。

[0280] C. 可视化过程实现

[0281] 该颗粒流可视化过程发明如下所示以 MatLab 语言编程实现。

[0282]

```

function [xMotion,yMotion ,trel,iiOut,iiOutIn2D,stateOut ] = ...
    particleFlow6 (vx,vy,displayThreshMap,t,flowParams,...
        BmodeSize,TwoD2ColorSamplingRatio,state);
%particleFlow6: display particle flow based on vector velocity map
% Accounts for inflowing particles.
%single history image page, with tests and constant # particles
                    sustained

%signature:
% [xMotion,yMotion ,trel,iiOut,iiOutIn2D ] = particleFlow5( ...
% vx,vy,displayThreshMap,t, flowParams)
% where:
% vx, vy ~ MxN velocity component map
% displayThreshMap ~ spatial relative probability map of particle
% creation
% the folowing are scalar quantities:
% t = time index;
% flowParams - structure with the following members:
% density,displaySensitivity,Nhist
% TwoD2ColorSamplingRatio - set to 1.0 if
%.
% where:
% density = avg spatial density of new particles
% displaySensitivity = scale to particle creation probability
                    threshold
% Nhist = state history buffer size in frames.
%-
% Outputs:
% xMotion,yMotion : cell arrays of X and Y particle position snapshots
                    in
% trajectory history.
% trel - relative times of history snapshots
% iiOut,iiOutIn2D - "lex" position indices of particels in colorbox,
                    and
% image (if differently sized than colorbox).

% John Flynn 9/28/2010

debugOn =0;
asserts = 1; %set to check for error conditions
nanFix = 1; %set to fix NaNs in vx,xy

persistent debugcounter
persistent Mpart Npart

detIndexCompute = 1;

if nargin<8,
    persistent s
else
    if isempty(state),
        state.s = [];

```

[0283]

```

        end
        s = state.s;
    end

    cboxSize = size(displayThreshMap);
    if nargin<6,
        BmodeSize=[];
    end
    if isempty(BmodeSize),
        BmodeSize= cboxSize;
    end

    if nargin<7,
        TwoD2ColorSamplingRatio=[];
    end
    if isempty(TwoD2ColorSamplingRatio),
        TwoD2ColorSamplingRatio= 1;
    end

    %assumes cbox cannot be bigger/outside BW
    colorboxIsSmaller = ~isequal(cboxSize,BmodeSize);

    if colorboxIsSmaller,
        cboxXOffset = round( ...
            BmodeSize(2)/2 - cboxSize(2)/2*TwoD2ColorSamplingRatio );
    else
        cboxXOffset = 0;
    end

    [M,N]=size(vx);

    if ~isequal([M,N],size(vy)) | ~isequal([M N],cboxSize),
        [M,N],size(vy)
        [M N],cboxSize
        error('sizes incorrect')
    end

    if nanFix,
        nind1=find(isnan(vx));
        vx(nind1)=0.0;
        nind2=find(isnan(vy));
        vy(nind2)=0.0;

        if asserts,
            if ~isempty(nind1)|~isempty(nind2)
                disp([mfilename,': condition number excess. '])
            end
        end
    end

    if asserts,
        foundnans = 0;
        if any(isnan(vx(:)))
            foundnans=foundnans+1;
        end
        if any(isnan(vy(:)))
            foundnans=foundnans+1;
        end
        if any(isnan(Mpart(:)))
            foundnans=foundnans+1;
        end
    end
end

```

[0284]

```

    if any(isnan(Npart{:}))
        foundnans=foundnans+1;
    end
    if foundnans~=0,
        disp([mfilename,':assert:foundnans=',num2str(foundnans)])
        if debugOn>0,
            keyboard
        end
    end
end
end

%extract params from struct:
density = flowParams.density ;
rejectSensitivity = flowParams.displaySensitivity ;
Nhist = flowParams.Nhist ;
if Nhist ~= 1, error('only single history Nhist==1 allowed'),end

velocityScale=flowParams.velocityScale;

%find flow locations for this frame:
%subset of x,y positions which are flow:
flowind=find( displayThreshMap ~=0);%flowlist:
NumFlow = length(flowind);
[Mflow,Nflow]=ind2sub([M N],flowind);

NumParticlesInFrame=round(density*NumFlow);%number of particles used

if isempty(Mpart),
    %init:
    %randomize selection of flow indices
    [~,tempind]=sort(rand(1,NumFlow));
    %a random selection from flow indices to use as particles.
    tempind=tempind(1:NumParticlesInFrame);
    Mpart=Mflow(tempind);
    Npart=Nflow(tempind);
end
partind =sub2ind([M,N],round(Mpart),round(Npart));
if isempty(partind),
    [xMotion,yMotion,partind,Mpart,Npart,iiOut,iiOutIn2D,trel]=deal([]);
end
return
end

%current particles: - - - - -
%propagate all current particles:
MpartNew = Mpart - velocityScale*vy( (partind{:}));
NpartNew = Npart + velocityScale*vx( (partind{:}));

%quantize positions to indices
iMpartNew = round(MpartNew);
iNpartNew = round(NpartNew);

%check if new positions still in cbox
particlesOut = ...
iMpartNew<1 | iMpartNew>M | iNpartNew<1 | iNpartNew>N ;
outind = find(particlesOut);

%remove particles which are out of cbox, from list:
iMpartNew(outind) = [];

```

[0285]

```

iNpartNew(outind) = [];
partind(outind) = [];

%check if new particles still in flow:
newind = sub2ind([M,N],iMpartNew,iNpartNew);%convert row,col to index
detMap = displayThreshMap(newind);
detind = find(detMap~=0); %these in flow regions
missind = find(detMap==0); %these are out of flow regions
%remove particles which are out of flow region,, from list:
iMpartNew(missind) = [];
iNpartNew(missind) = [];
partind(missind) = [];
NumPartRemaining = length(iMpartNew);
NumOutflow = length(outind) + length(missind);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Check for inflow (immigrant) particles: - - - - -

%propagate (backwards) all current particles:
% did they come from outside box or flow region?
%need to compute unit-length motion vectors:
vmag=sqrt(vy.^2 + vx.^2);
%vmag(vmag==0)=1; %handle zero magnitude case
vyu = vy./vmag ; vxu = vx./vmag ;
%unit-length motion (any motion from adjacent pixels to flow pixels)
%using unit motion to find adjacent pixels in dir of flow
MpartInfluxNewU = Mflow + vyu(flowind);
NpartInfluxNewU = Nflow - vxu(flowind);
%quantize positions to indices
iMpartInfluxNewU = round(MpartInfluxNewU);
iNpartInfluxNewU = round(NpartInfluxNewU);

%check which outside colorbox (therefore inflowing)
particlesInfluxOut = iMpartInfluxNewU<1 | iMpartInfluxNewU>M | ...
    iNpartInfluxNewU<1 | iNpartInfluxNewU>N ;
%need to add original corresponding to these
outIndInflux = find(particlesInfluxOut);
% particles to display
MpartInfluxDisp = Mflow(outIndInflux) ...
    - velocityScale*vy(flowind(outIndInflux));
NpartInfluxDisp = Nflow(outIndInflux) ...
    + velocityScale*vx(flowind(outIndInflux));
partind3A = flowind(outIndInflux);

%these still in colorbox:
%check these for inside flow region
stillinIndInflux = find(~particlesInfluxOut);

%check which outside flow (therefor inflowing)
newindInflux = sub2ind([M,N], ...
    iMpartInfluxNewU(stillinIndInflux), ...
    iNpartInfluxNewU(stillinIndInflux));%convert row,col to index
detMap = displayThreshMap(newindInflux);

outindFlowInflux = find(detMap==0); %these are out of flow regions,
    add

% originals to display list
%display/track subset of new candidate inflow particles:
[~,subsetInd]=sort(rand(1,length(outindFlowInflux)));

```

[0286]

```

NumInflow = min(NumOutflow,round(density*length(outindFlowInflux)));
subsetInd=subsetInd(1:NumInflow);
outindFlowInflux = outindFlowInflux(subsetInd);
outindFlowInfluxSub = stillinIndInflux(outindFlowInflux);
MpartFlowInfluxDisp = Mflow(outindFlowInfluxSub)...
    - velocityScale*vy(flowind(outindFlowInfluxSub));
NpartFlowInfluxDisp = Nflow(outindFlowInfluxSub)...
    + velocityScale*vx(flowind(outindFlowInfluxSub));
partind3B = flowind(outindFlowInflux);
NnewFromInflow = length(partind3A) + length(partind3B);
*****

%replace emigrated particles with newly
%created particles randomly inside flow region:
numToCreate = NumParticlesInFrame - ...
    (NumPartRemaining + NnewFromInflow) ; %account for immigrants
%generate new particles somewhere inside flow region:
[~,partind2]=sort(rand(1,NumFlow));%randomize selection of flow
    indices
%a random selection from flow indices to use as particles.
partind2=partind2(1:numToCreate);
Mcreate=Mflow(partind2);
Ncreate=Nflow(partind2);

%unquantized positions:
MpartNew(outind)={};NpartNew(outind)={};
MpartNew(missind)={};NpartNew(missind)={};

%update particle lists
Mpart = clip( ...
    [MpartNew;Mcreate;MpartFlowInfluxDisp;MpartInfluxDisp ],[1 M]);
Npart = clip(...
    [NpartNew;Ncreate;NpartFlowInfluxDisp;NpartInfluxDisp ],[1 N]);

%cull extra particles in mem. (note this is not tracked by iiOut)
maxParticles = round(prod(cboxSize)/2);
NumParticles = length(Mpart);
if NumParticles>maxParticles,
    [~,thinInd]=sort(rand(1,NumParticles));
    NumThin = NumParticles-maxParticles;
    thinInd=thinInd(1:NumThin);
    Mpart(thinInd)={};
    Npart(thinInd)={};
End

iiOut = [...
    partind(:); ...
    flowind(partind2(:)); ...
    partind3A; ...
    partind3B(:)];

%outputs:
xMotion = Npart;
yMotion = Mpart;

%
if colorboxIsSmaller,
    [M2,N2] = ind2sub( [M N], iiOut);

```

[0287]

```

        iiOutIn2D = {sub2ind(BmodeSize,M2, N2+ cboxXOffset)};
    end

    trel=[];

    end %particle flow synthesis

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    function y = clip(x,bnds);
    low =bnds(1);
    hi = bnds(2);

    y = min(max(x,low),hi);
    end %

```

[0288] D. 可视化过程的使用和测试

[0289] 本章节给出了颗粒流可视化工具发明的使用和测试的 MatLab 代码示例。

[0290]

```

function varargout=particleflow_demo;
% particleflow_demo: Demonstrate use and operation of
% the particle flow display algorithm
% "particleflow6.m" for vector doppler data.
%
% Generates simulated vector flow data images and invokes the
% vector flow display invention "particleflow6.m".

%john flynn 10/13/2011

persistent hspat spnoiseind spnoise

Nframes = 4000;
    cmapCFI = grayscaleVDImap;

Mbw= 256;Nbw= 256;
bwsizer = [Mbw Nbw];
M=Mbw;N = floor(Nbw/2);
cboxsize = [M N];
BW = conv2(rand(Mbw,Nbw),ones(10)/100,'same');
interpFactBW = 1;

%simulate the flow data:
Vxy = .2*kron(exp(2*pi*i* [.13, .8; -.48 , .05]), ones(M/2,N/2));
Vx=real(Vxy);
Vy=imag(Vxy);
Vx = filter(ones(33,1)/33,1,filter(ones(33,1)/33,1,Vx));
Vy = filter(ones(33,1)/33,1,filter(ones(33,1)/33,1,Vy));

Pac=kron([0 1;1,0],ones(M/2,N/2));
minVelBin = 5;
maxVelColorBin=255;
%

```

[0291]

```

partFlowParam.density = 1/10;
partFlowParam.displaySensitivity = .3;
partFlowParam.Nhist = 1 ;
partFlowParam.velocityScale = 1 ;

for k=1:Nframes,
    Mo2 = round(M/2); No2= round(N/2);
    Pac=zeros(M,N);
    dbox = round(min(M,N)/6*(cos(k/100)*.5+2));
    Pac(Mo2-dbox:Mo2+dbox,No2-dbox:No2+dbox)=1;

    [Xh,Yh, trel,indPart,indPartIN2D ]= ...
        particleFlow6(Vx,Vy,Pac,k,partFlowParam,bwsize,interpFactBW );
    BWk = BW;

    cboxXOffset = round( bwsize(2)/2 - cboxsize(2)/2*interpFactBW );
    detInd = find(Pac~=0);
    [ ii2, jj2 ] = ind2sub( cboxsize, detInd );
    [iihIn2D2] = sub2ind( bwsize, ii2, jj2+cboxXOffset );
    if ~isempty(iihIn2D2),
        BWk(iihIn2D2) = 128 + 128/2 + minVelBin ;
    end
    BWk(indPartIN2D{1}) = maxVelColorBin;
    image(BWk),colormap(cmapCFI)
    drawnow

end

end %main %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

function [cmap] = grayscaleVDImap
% Function to create colormap for vector display.

%parse input for alternate map loading

x = [linspace(0,.2,64), ...
     linspace(.2,0,64),linspace(.25,1,128)];
z = [sqrt(linspace(1,.001,128)),...
     linspace(.03,.2,128) ];z(end) = 1;
y = .9*linspace(-1,1,256).^2;

cfimap01 = [x(:),y(:),z(:)];
dopplerSubMap=cfimap01;

cmap = zeros(256,3);
% load linear greyscale in 1:128
cmap(1:128,1) = (0:(1/127):1)';
cmap(1:128,2) = (0:(1/127):1)';
cmap(1:128,3) = (0:(1/127):1)';

% load color map in 129:256
cmap(129:256,:) = dopplerSubMap(1:2:256,:);
end

```

[0292] 源自血流速度矢量的、测量的血流特性的显示

[0293] 1. 用于将血流矢量速度成像为定量速度谱的显示的方法

[0294] 谱多普勒方法报告流速的谱以及流速在心动周期如何变化,并且谱多普勒方法通常将谱生动地表示为谱图,并且通过扬声器进行可听到的表示。此外,谱多普勒方法计算在一系列传输上获得的流速的功率谱,并且通常将功率谱生动地表示为谱图,并且通过扬声

器进行可听到的表示。血液速度的全时变谱的使用允许对样本区域内平均流速和峰值流速的精确计算,并且提供所有超声多普勒方法中流扰动的最完整的特性描述。

[0295] 与谱多普勒相关联的一个常见的显示功能为频率刻度校正,以提供从所计算的谱的定量测量,由此产生血速度谱和谱痕迹。通常,谱频率轴通过流方向的估计与多普勒谱的产生中使用的传输系综的方向之间的角度的余弦进行校正。

[0296] 本文公开了提供定量血流属性、速度谱的方法,该方法包括:将来自与谱多普勒样本体积一致的像素的血流速度矢量角度估计值作为谱痕迹频率轴校正比例因子,具体为用于谱系综角的双基距离率模型的倒数,即, $1/[\sin(a)\cos(b)+(1+\cos(a)\sin(b))]$ ,其中, $a$ 是谱平面波传输角, $b$ 是通过上文章节中公开的方法估计的血流速度矢量。习惯上,这种校正由来自总血管几何结构的操作者估计提供,并且忽略真实血流的精密标度的时空特征。在本公开中,以等于谱帧速率的时间分辨率以及像素空间分辨率提供血流速度谱的定量测量。然后,以类似于常规谱多普勒图像迹格式显示这样缩放的血液速度谱图像,其中,纵轴以每单位时间的距离的速度单位进行标记。

[0297] 2. 用于将血流矢量速度成像为通过血管的定量瞬时血流速度的显示的方法

[0298] 通过血管的血流速度以每单位时间的体积为单位来测量,例如 ml/sec。使用在表面上计算的血流速度矢量的估计提供了通过血管的瞬时血流速度的定量测量,其中,该表面是平分组织中血管的 3D 重建三维像素的切片、投射至与血流速度矢量的估计相关联的切片三维像素的法向矢量的、血流速度矢量的估计的面积积分,其中,在平分面切片上获取积分区域。然后,以类似于常规谱多普勒图像迹格式显示瞬时血流速度图像,其中,纵轴以每单位时间的距离的速度单位进行标记。

[0299] 结论

[0300] 使用 Philips L7-4 线性阵列换能器在志愿者上对矢量多普勒成像系统进行测试,以对颈动脉以及附近的颈部血管进行成像。

[0301] 图 8 是表示用于实现本公开的过程的高级系统架构 70 的系统级框图。应理解的是,这仅仅是一个有代表性的实施方式,并且所示出的架构 70 不是对本公开的所有实施方式的要求。

[0302] 架构 70 包括通过 PCI-Express74 联接至多通道收发器和数据采集系统 76 的主计算机 72。主计算机 72 具有用户界面和控制装置 78 以及显示器 80,二者都联接至使用基于像素的应用处理软件 84 的处理器 82。多通道收发器和数据采集系统 76 的硬件联接至用于在声学介质 90 中对区域 88 进行成像的超声换能器 86。因为这些组件很容易买到,所以在本文中不会对它们进行详细说明。

[0303] 面向像素的处理

[0304] 依照本公开的一个实施方式的基于软件的方法和系统结构实现软件中的全部实时处理功能。所提出的结构示意性地示出在图 9 中。

[0305] 基于软件的系统中的唯一定制硬件组件是计算机的扩展总线的插件模块,该计算机包含脉冲发生和信号采集电路以及用于存储信号数据的一大块扩展内存。信号采集过程包括对在发送脉冲以后从换能器元件中的每一个返回的信号进行放大和数字化。通常,除了由换能器自身提供的自然带通滤波以外,信号在数字化之前的唯一滤波是用于 A/D 转换的低通抗混叠滤波。以与牵涉的频率一致的恒定频率对信号进行取样,并且以最少的处理

将数字化的数据存储在内存中。信号采集的直接设计允许用现成组件将电路实现在相对少量的电路板面积内。

[0306] 图 10 中示出了对插件模块的更详细查看。示出了多个采集通道,每一个由发送器、接收器、预放大器、A/D 转换器和内存块组成。在接收期间,将换能器信号数字化并直接写往单独的内存块。内存块是双端口的,意味着在正从 A/D 转换器侧写入采集数据的同时,可以从计算机侧读取内存块。内存块显现为系统 CPU 的正常扩展内存。应当注意,插件模块的容量不限于标准计算机扩展卡的正常容量,因为系统优选地被装入定制的外壳中。同样,可以使用多个插件模块来适应大量换能器元件,每个模块处理换能器孔径的子集。

[0307] 用于插件模块的组件(包括放大器、A/D 转换器和关联的接口电路)和用于发送脉冲产生和信号采集的必需组件是容易商业获得的组件,本文中将对它们进行详细描述。从接收的回声中获得的回声信号的 RF 数据存储所需的内存块实质上是与可商业获得的插件扩展内存卡中得到的电路相同的电路,外加了用于写入被数字化的信号数据的第二直接内存存取端口。(所接收的回声信号数据通常被称为 RF 数据,因为其包括由换能器产生的高频电振荡)。内存被映射到中央处理器的地址空间内并可以与位于计算机主板上的其它 CPU 内存类似的方式被存取。内存的容量是使得对于多达 256 或更多个独立的发送/接收周期其能容纳单独的通道接收数据。由于身体中超声脉冲的往返行程的最大实际穿透深度约是 500 个波长,所以四倍于中心频率的典型取样频率将需要存储来自于单独换能器元件的多至 4000 个样本。对于 16 比特的取样精度和 128 个换能器通道,最大深度接收数据采集将对于每个发送/接收事件需要约一个兆字节(megabyte)的存储。为存储 256 个事件将因此需要 256MB 的存储,并且全部加起来,能够在几个插件卡上构造 128 个通道的系统。

[0308] 基于软件的超声系统的另一方面是计算机主板和其关联组件。所提出设计的主板应当优选地支持多处理器 CPU 构造,以获得所需的处理功率。配备有电源、内存、硬盘存储器、DVD/CD-RW 驱动器和监视器的完整多处理器计算机系统是本领域技术人员公知的,其能够容易商业购买,因此将不更详细地进行描述。

[0309] 基于软件的超声系统必须真正地实现“高性能”,这意味着可与现有高端系统相比的图像质量,以便对于医疗保健业提供显著益处。该层次的性能不能简单地通过将当前系统的流通处理方法转换成软件实现来获得,因为在流通结构中简单添加对于一秒种的实时成像所需的全部处理操作给出了数量,该数量超出当前用几个通用处理器可获得的通常的每秒种操作数量。因此,需要新的处理方法,新的处理方法实现比流通方法高得多的效率。

[0310] 在本发明的基于软件超声系统结构的一个实施方式中,用于信号和图像处理的输入数据包括在一个或多个发送事件后从单独的换能器通道中获得的 RF 样本集。对于实施例,让我们考虑具有 128 个元件线性换能器阵列的典型 2D 成像扫描模式,如图 11 中所示。

[0311] 在该情况中,“发送事件”将由来自多个换能器元件的定时脉冲组成,以产生多个声波,多个声波在介质中合并以形成从位于特定元件位置处的换能器上的原点向外发出的聚焦超声波束。多个发送事件(总共 128 个)产生横穿换能器面的宽度递增地顺序地发射的超声波束,因而查询了整个图像帧。对于这些发送波束中的每一个,从换能器中的 128 个接收器元件中的每一个中收集所接收的回声数据,并将所接收的回声数据组织成数据阵列,每一列代表由对应换能器元件接收的取样回声信号。因而,每个阵列具有对应于 128 个换能器元件的 128 列和在深度上对应于取得的样本数的多个行(在该情况下,我们将假设

4096 行导致 4096 个样本)。然后这些 128 个数据阵列构成足以产生一个完整图像帧的 RF 数据集。

[0312] 值得注意的是,在流通结构中,上述的 RF 数据集甚至不存在(至少不是同时全部),因为当数据从换能器中流入时发生了波束和图像形成。换句话说,当发送事件后数据返回每个元件时,将它们处理和合并(被称为波束成形)以产生表示沿着单个波束(扫描线)的聚焦返回的单 RF 信号。将该 RF 信号处理(再次实时地)成回声振幅样本,回声振幅样本存储在存储阵列中。当已经处理了所有波束方向时,于是将回声振幅数据内插并格式编排成像素图像,以进行显示。由于所有处理是实时地发生的,所以处理电路必须能够“跟上”从换能器阵列流入的数据。

[0313] 在本发明的基于软件的结构中,在处理之前存储所有输入数据。这将采集速率与处理速率脱开,若需要,这允许处理时间长于采集时间。这是高频扫描中的区别优势,在此情况下采集深度短,取样频率高。例如,10MHz 扫描头可能具有约四厘米的可用成像深度。在此情况下,声音在组织中的速度指定了 128 个发送/接收事件中的每一个在 52 毫秒内采集并存储它们的数据,这是十分高的采集数据速率。在流通结构中,这些采集数据将在高处理速率下实时地被形成为扫描线。在本发明的基于软件的结构中,RF 数据的存储允许处理占用长达显示的帧周期,显示的帧周期对于组织运动的实时可视化通常是 33 毫秒(30 帧/秒)。对于 128 个像素列(与扫描线粗略类比),这将允许每列 258 毫秒的处理时间,而不是流通结构的 52 毫秒。对于典型扫描深度,该存储策略具有大大降低与流通结构相比的处理最大速率的效果。

[0314] 输入数据的存储降低最大处理速率,但是不一定减少处理步骤的数量。为了实现这个目的,采取了超声数据处理的新方法。第一步是要认识到当系统处于成像模式下时的最终目的是在输出显示器上产生图像。超声图像具有依赖于采集系统的物理参数(如频率和阵列维数)的基本分辨率,并且可以被表示为具有对回声振幅或某一其它组织(声音)特性进行编码的像素值的矩形阵列。该矩形像素阵列的密度必须提供图像分辨率的足够空间取样。要认识到,显示图像不需要仅由像素的矩形阵列组成,而是可以由代表不同几何形状的任何任意的像素集组成。下一步骤是以该图像阵列中的像素之一开始并考虑 RF 数据集中的哪些样本点贡献该像素强度的计算,并且确定访问和处理它们的最有效方式。该方法是与当前流通结构使用的那个方法相比完全不同的方法,因为仅需要处理显示屏上贡献像素的信息。在本发明的方法中,显示图像上的小区域与大图像区域相比将花费更少的总处理时间,因为小区域包含更少的像素。相比之下,必须将流通处理方法设计成在不依赖图像区域大小的条件下处理最大数据流带宽。

[0315] 在处理了恰当地表示超声图像所需的像素阵列后,可以将阵列以适当的大小提供给计算机显示屏,以供观看。计算机的图形处理器通常能够在不需要附加 CPU 处理的条件下执行由简单的缩放和内插组成的这个操作。

[0316] 我们接下来考虑我们超声图像的单个像素的处理策略。在该讨论中,我们将假设,我们的目标是获得在像素关于换能器阵列的对应空间位置处的回声强度。可以类似地获得其它声音参数。我们的第一步是找到包含对回声强度计算做出贡献的样本的采集 RF 数据区。为了实现这个目的,对于图 11 的扫描方法,我们首先找到最接近于相交像素位置出现的采集扫描线,然后使用对应的单独元件数据阵列。图 12 对于超声图像中的示例像素示出

了该映射过程。在图 12 中,所标示的像素映射到最接近的扫描采集线,该扫描采集线在该情况下是扫描线 4,扫描线 4 的 RF 数据存在于第四单独元件 RF 数据阵列中(其表示从第四发送/接收事件中收集的数据)。多于一个 RF 数据阵列可以被选择为贡献像素信号,但是对于该实施例,我们将仅考虑单个数据阵列。

[0317] 我们的下一步骤是标出单独元件阵列中的区域,该区域包含对像素的强度计算有贡献的样本。该映射过程相当复杂并依赖于几个因素。换能器元件每一个具有敏感区,该敏感区决定换能器元件将如何对从图像场中的特定点返回的信号做出响应。对于给定图像点,仅需要考虑具有预定阈值以上的敏感度的元件,因为如果敏感度过低,则元件将不对像素质量贡献有用信息。该敏感度阈值然后确定在所映射的区中包括的元件数据列的数量。

[0318] 所映射的数据区或子集的起始深度由每个单独换能器元件处的回声的到达时间决定。如图 12 中所示,后来及时捕获离图像点更远的元件的图像点信号,因此数据集在存储器中的起始点更深。最后,所映射的数据区中的数据需要的深度范围依赖于产生的发送脉冲的持续时间。较长的发送脉冲将对于较长的时间段激励图像点,产生遍布 RF 内存的更大深度跨度的回声信号。

[0319] 幸运的是,对于给定像素方格,可以对加入确定对于给定像素的映射数据区或子集的因素中的许多进行预计算,因为该方格关于实时图像序列的多个帧不变化。通过使用预计算的因子,能够快速且有效地确定给定像素的映射数据区,这在实时成像过程中节省了大量计算。

[0320] 在选择出映射像素的 RF 数据的子集之后,我们可以将其组织成矩阵  $RFP_{nm}$ ,如下所示:

[0321]

$$RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1k} \\ a_{21} & & & \\ \dots & & & \\ \dots & & & \\ a_{j1} & \dots & \dots & a_{jk} \end{bmatrix}$$

[0322] 记号“ $P_{nm}$ ”指的是行  $n$ 、列  $m$  中的图像像素。矩阵列是图 12 的竖线,其中假设每条竖线中样本的编号  $j$  是相同的。样本的编号  $j$  依赖于在捕获由发送脉冲产生的信号所需的时间内 RF 数据的范围。下标  $k$  是 RF 数据阵列中具有来自图像点的足够信号强度以参加强度计算的通道编号。

[0323] 因此,可实现使用上述内容的系统来执行本公开的方法、过程和算法。在一个代表性实施方式中提供了超声成像系统,该超声成像系统包括模块以及联接至该模块的处理器,其中,该模块适于产生声信号、在模块中的多个接收元件处接收声信号的至少一个回声以及从中获得多个回声信号。该处理器配置成:

[0324] 从多个回声信号中提取信息;

[0325] 通过对所提取的信息进行壁滤波,使用所提取的信息构建血流矢量速度信号;使用经过壁滤波的信息来形成自相关值和多普勒频率估计值;将具有混叠干扰的双基距离率模型划分为线性部分和非线性部分;以及通过加权最小二乘方案求解所述模型,血流矢量

速度信号对应于介质中至少一个点；以及

[0326] 由通过对作为血流速度向量估计过程的副产物产生的质量度量的值的一系列测试而使血流矢量速度信号证明合格，来检测在显示装置像素处存在血流。显示装置配置成从血流矢量速度信号生成血流矢量速度图像。

[0327] 根据本公开的另一方面，可提供这样一种系统，该系统包括模块以及联接至该模块的处理器，其中，该模块适于产生声信号、在模块中的多个接收元件处接收声信号的至少一个回声以及从中获得多个回声信号。该处理器配置成：

[0328] 从多个回声信号中提取信息；

[0329] 通过与介质中至少一个点相对应的血流矢量速度信号，使用所提取的信息构建血流矢量速度信号，该构建包括以下步骤：(a) 对所提取的信息进行壁滤波；(b) 使用经过壁滤波的信息来形成压缩格式的共轭滞后积；以及 (c) 通过在该积上使用时空梯度运算来形成矢量速度测量模型，并且通过加权最小二乘方案求解所述模型；

[0330] 由通过对作为血流矢量速度估计过程的副产物产生的质量度量的值的一系列测试而使血流矢量速度信号证明合格，来检测在像素处存在血流。

[0331] 包括了显示装置，该显示装置配置成从血流矢量速度信号显示血流矢量速度图像。

[0332] 上述各种实施方式可进行组合以提供进一步的实施方式。如果需要，实施方式的方面也可以进行修改以采用各种专利、申请和公布的观念来提供进一步的实施方式。

[0333] 可对根据上述描述的实施方式进行这些改变或其他改变。一般地，在以下权利要求中，不应将所使用的术语解释为将权利要求限制为说明书中所公布的具体实施方式和权利要求，而是应将其解释为包括所有可能的实施方式连同该权利要求被赋予的等同物的全部范围。因此，权利要求不受本公开的限制。

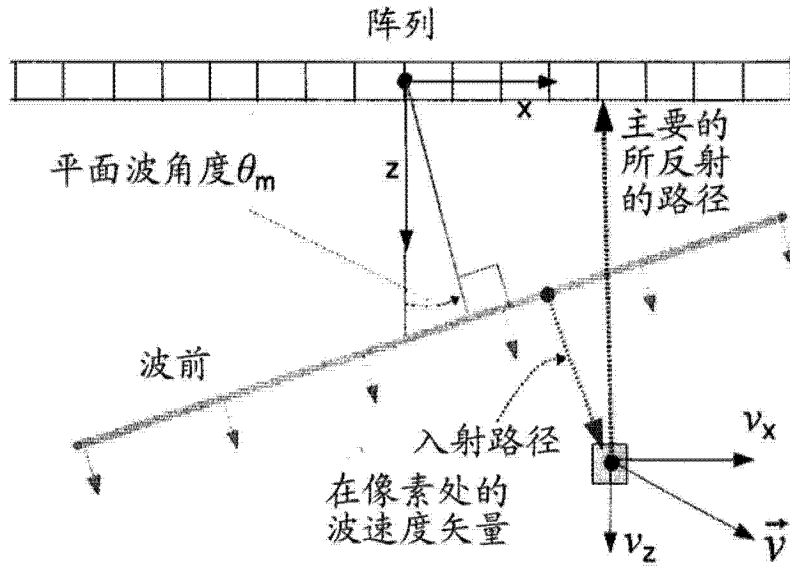


图 1

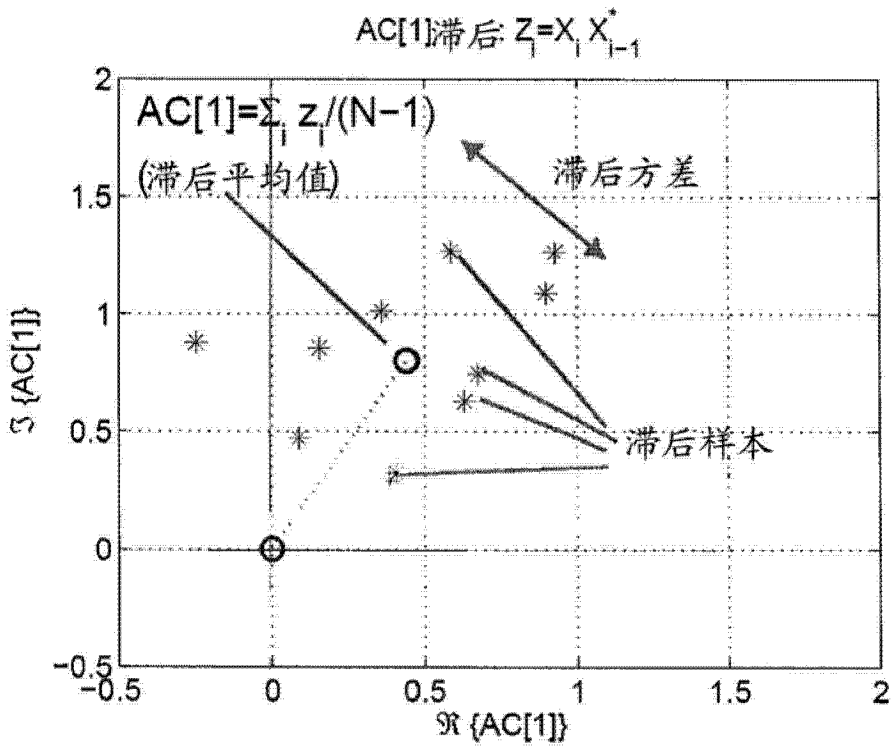


图 2

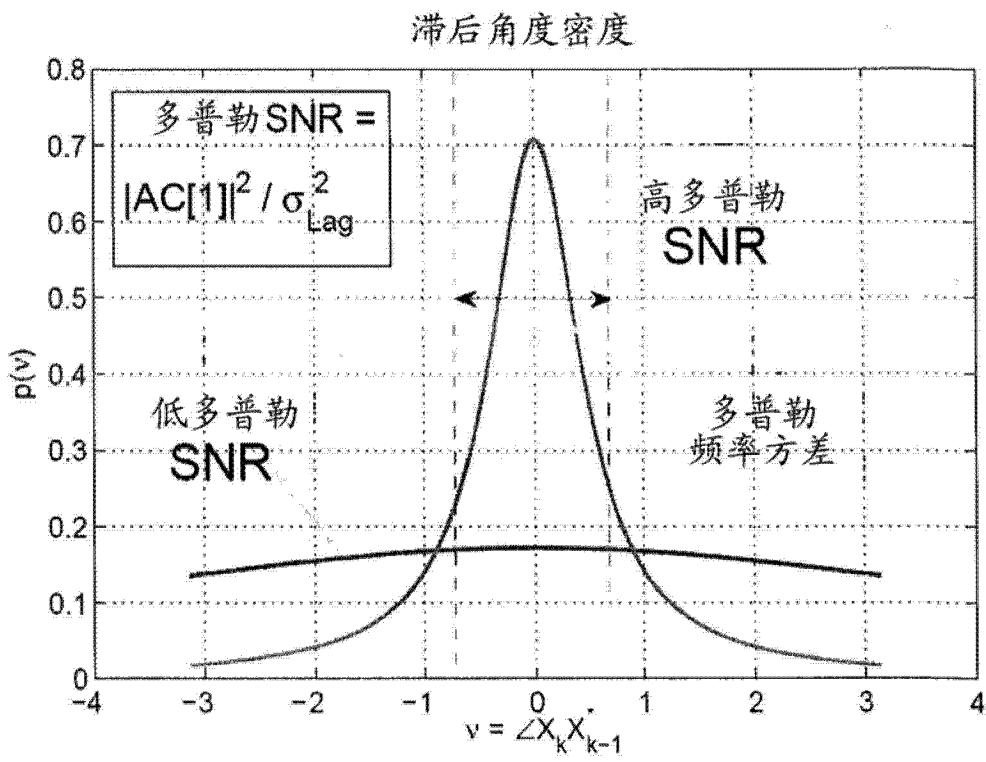


图 3

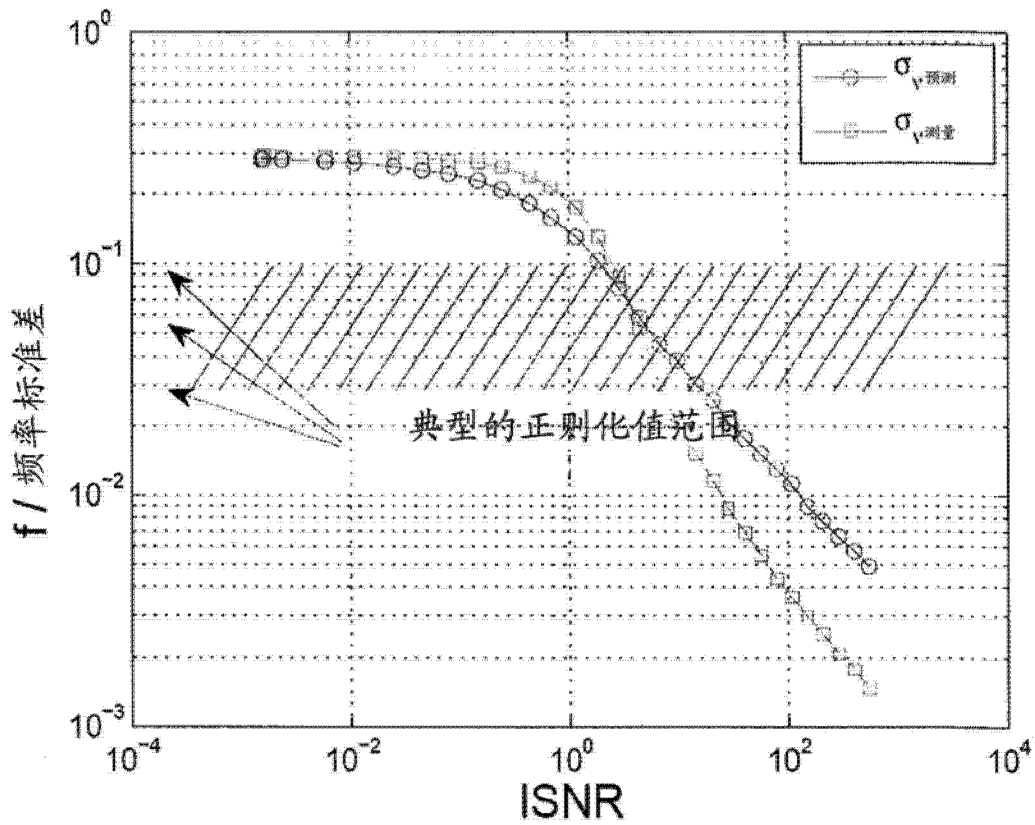


图 4

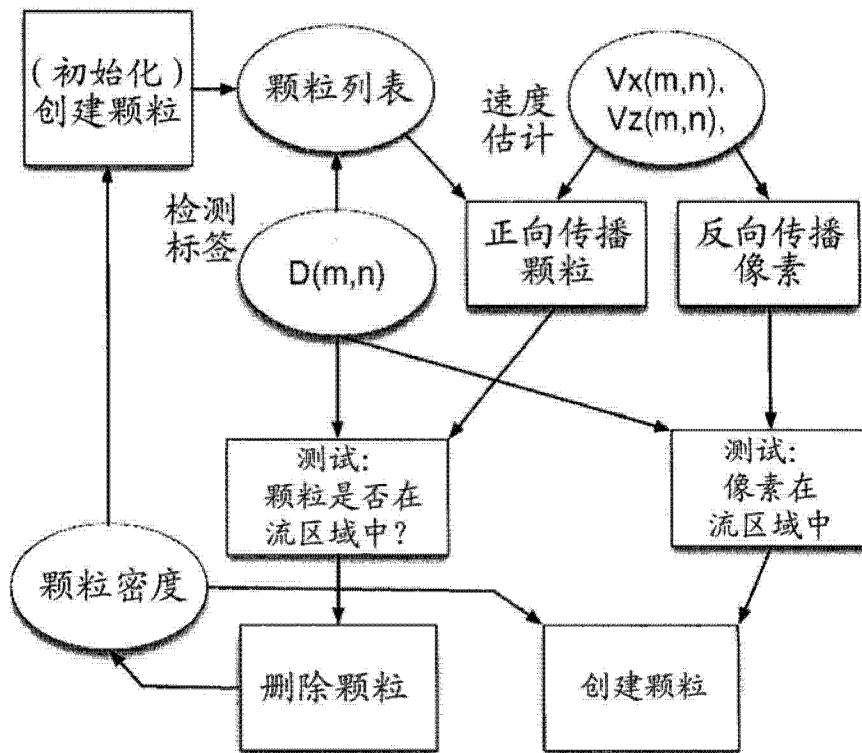


图 5

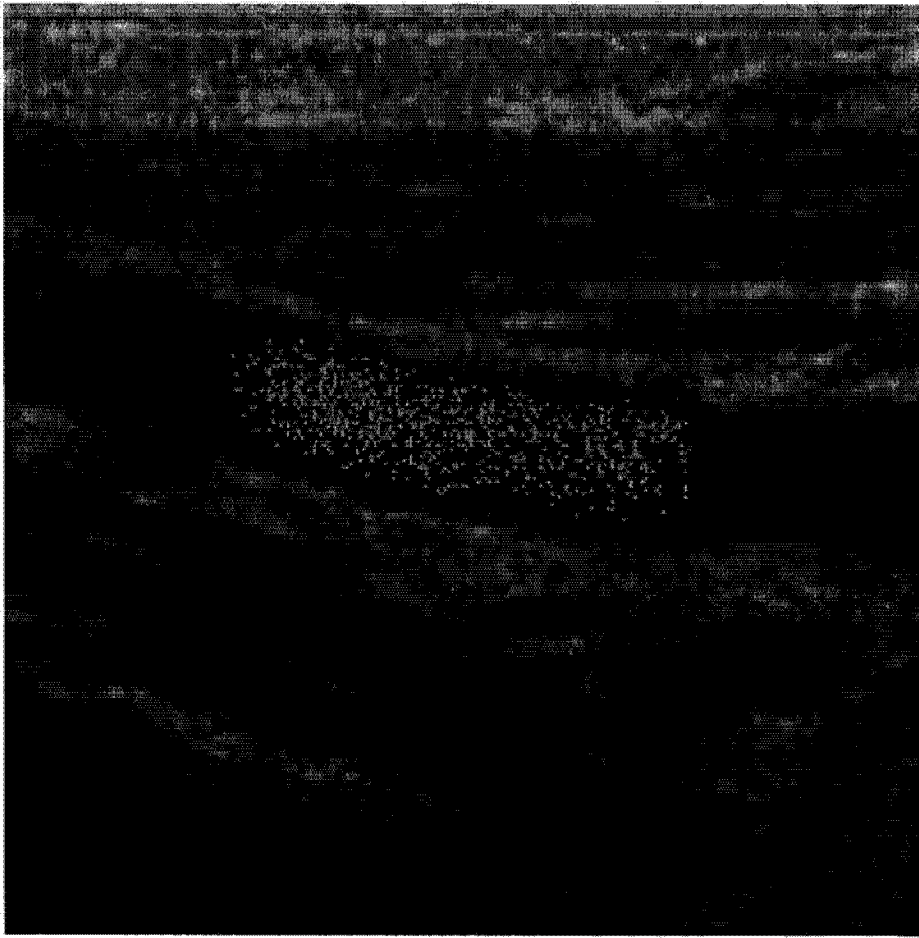
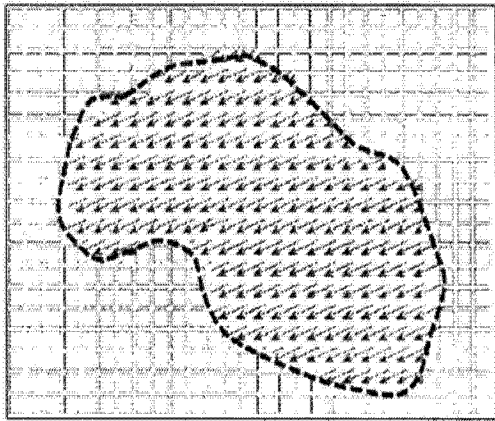
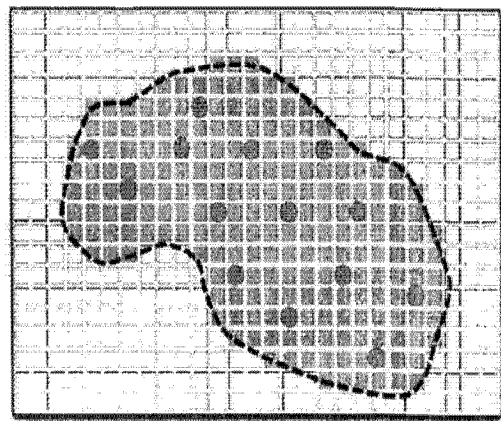


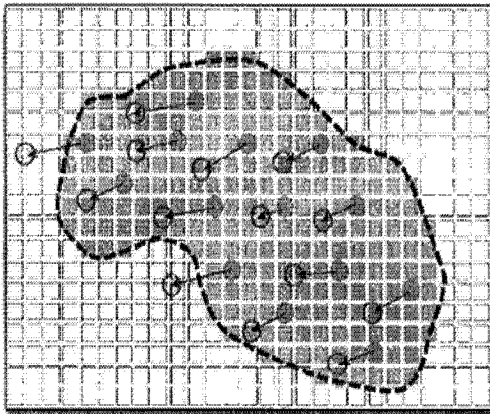
图 6



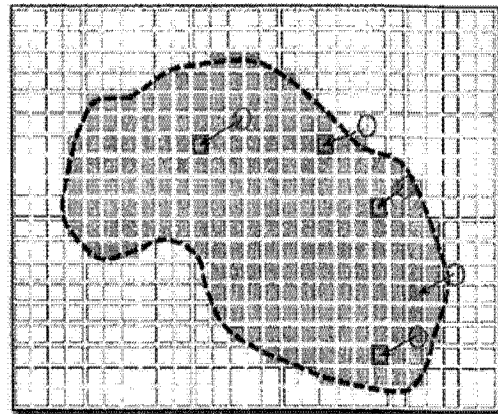
A. 流区域



B. 颗粒分布



C. 颗粒正向传播



D. 像素反向传播

图 7

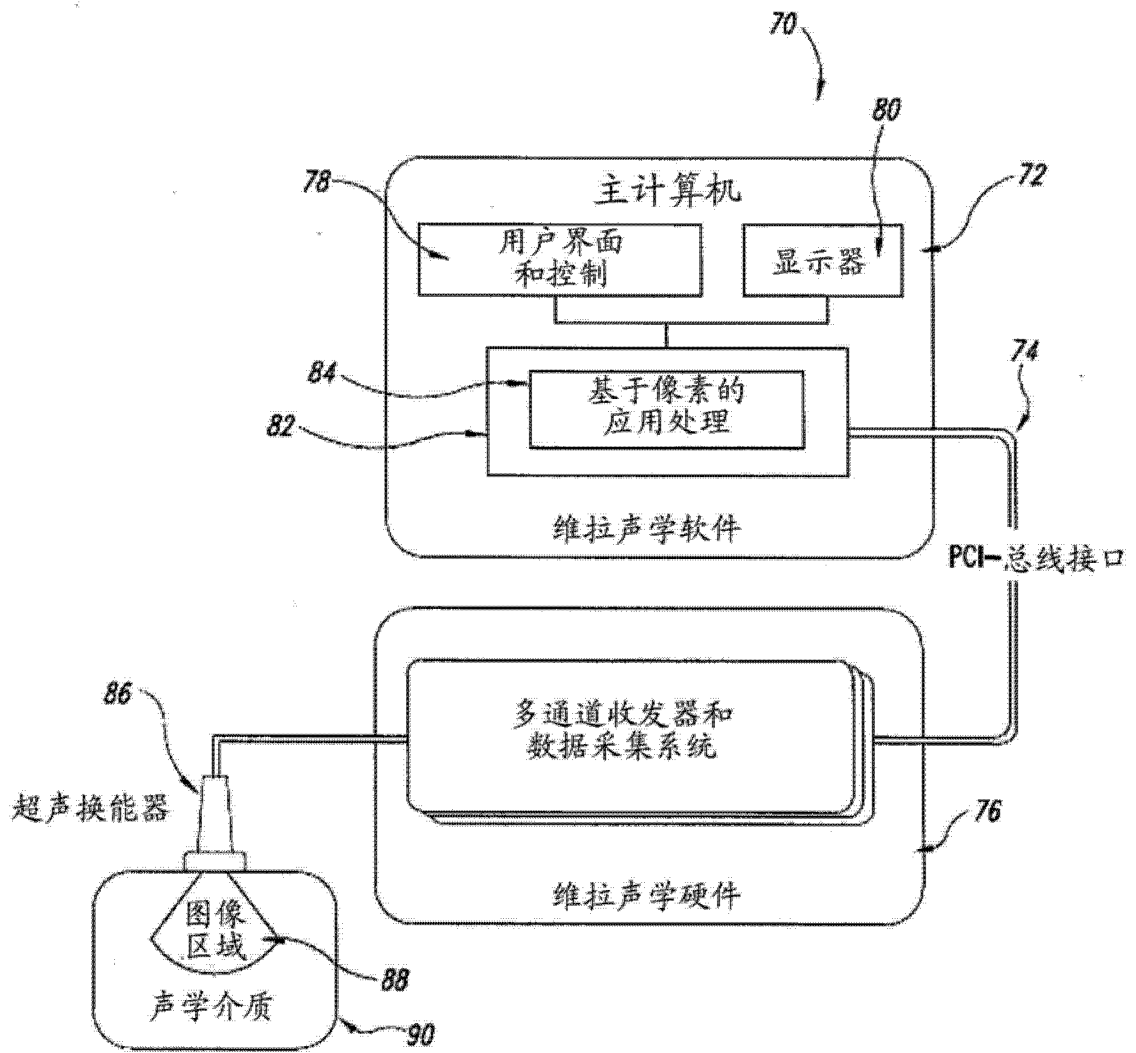


图 8

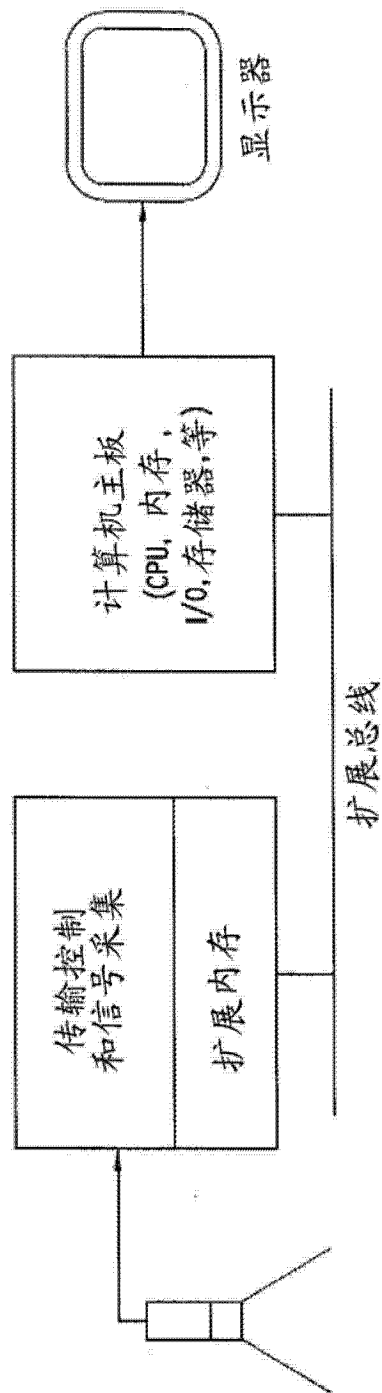


图 9

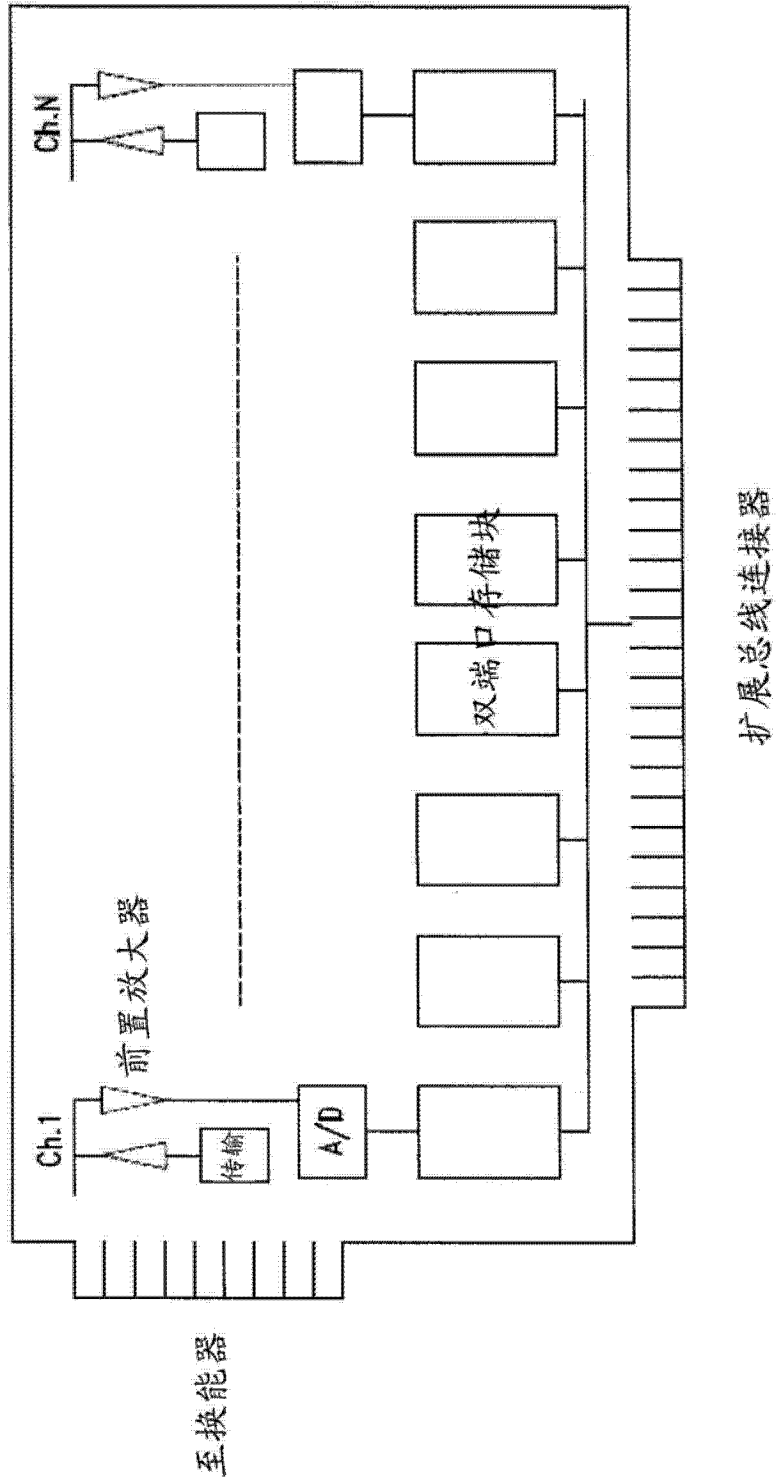


图 10

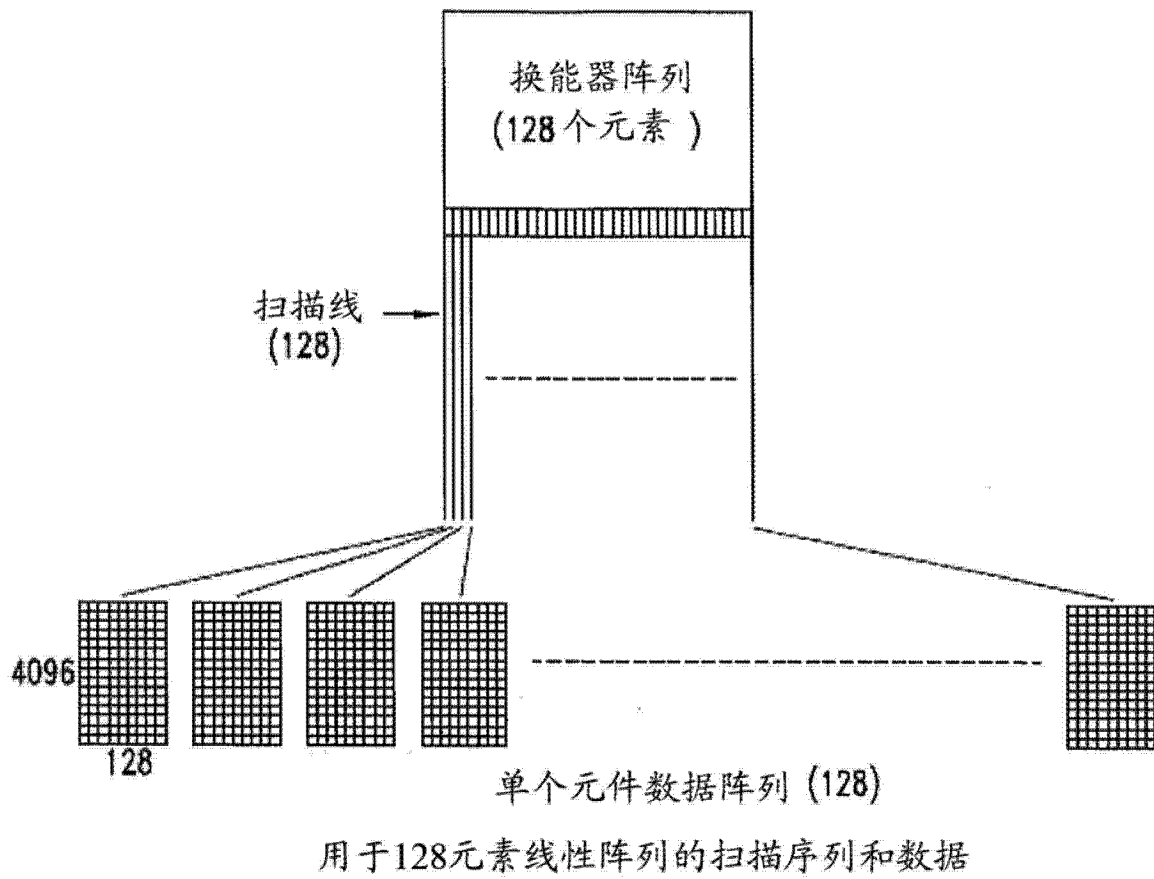


图 11

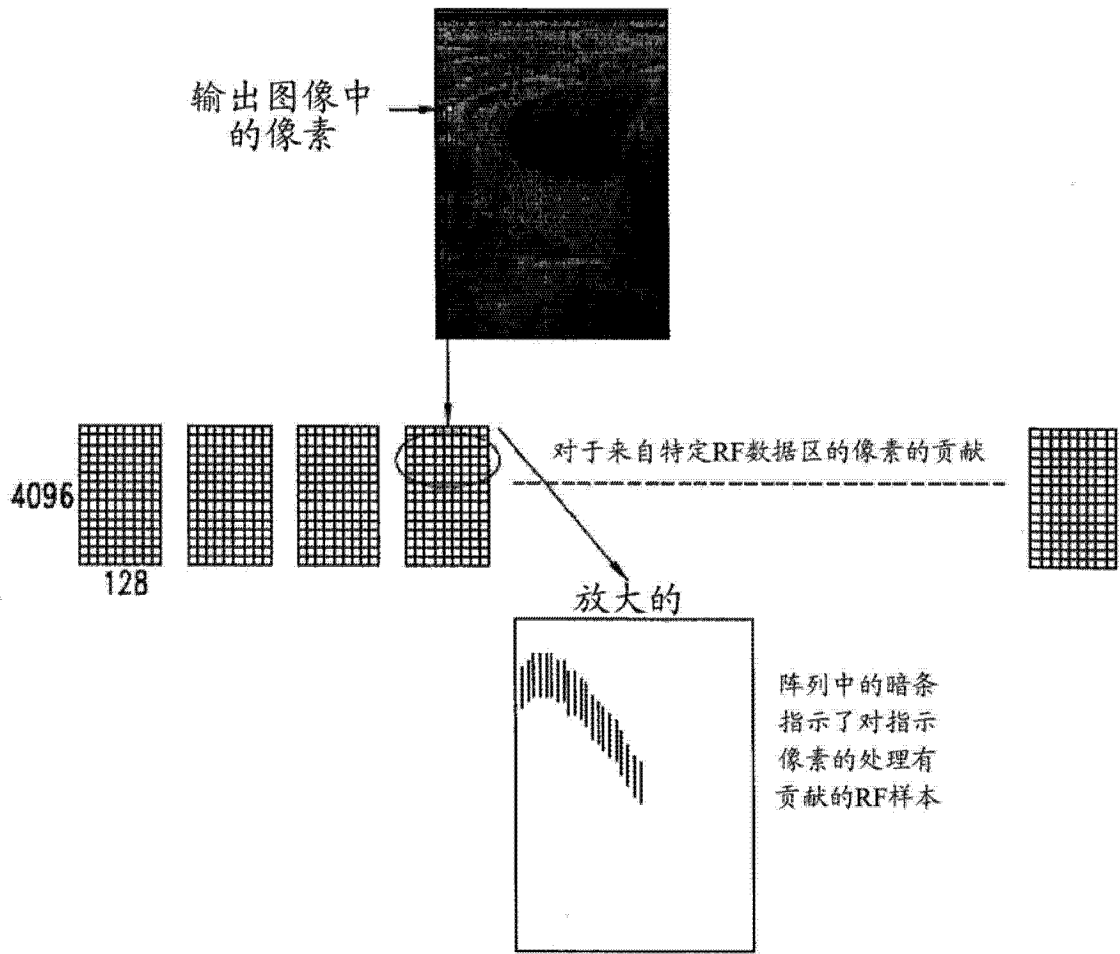


图 12

专利名称(译)	使用平面波传输的用于矢量多普勒成像的估计和显示		
公开(公告)号	<a href="#">CN104011559A</a>	公开(公告)日	2014-08-27
申请号	CN201280052019.X	申请日	2012-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
当前申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
[标]发明人	约翰弗林 罗纳德·埃尔文·戴格尔		
发明人	约翰·弗林 罗纳德·埃尔文·戴格尔		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/06 G01F1/66		
CPC分类号	G01S15/8977 A61B8/488 G01S15/8979 A61B8/5223 A61B8/5207 A61B8/06 G01F1/663 G01S15/8995 G01S15/8984 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/5269		
代理人(译)	王艳春		
优先权	61/549016 2011-10-19 US		
其他公开文献	CN104011559B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

矢量多普勒成像(VDI)通过在由计算系统生成的显示的每个像素处给出血流的速度和方向而对传统彩色多普勒成像(CDI)有所改进。通过超声换能器的平面波传输(PWT)的多角度方便地给出在广域视野上的投影多普勒测量,当捕捉瞬时流动态时,提供足够的角差异以在短时窗中识别速度矢量。公开了用于PWT的快速、防止混叠的速度矢量估计,并且使用新颖的综合颗粒流可视化方法示出使用5MHz线性阵列的颈动脉的VDI图像。

