



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810125819.5

[43] 公开日 2008 年 11 月 5 日

[11] 公开号 CN 101297762A

[22] 申请日 2008.4.24

[21] 申请号 200810125819.5

[30] 优先权

[32] 2007. 4. 24 [33] US [31] 60/926124

[32] 2008. 4. 21 [33] US [31] 12/148746

[71] 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

共同申请人 阿米德公司

[72] 发明人 G·佩德里泽蒂 G·通蒂

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张 涛 刘春元

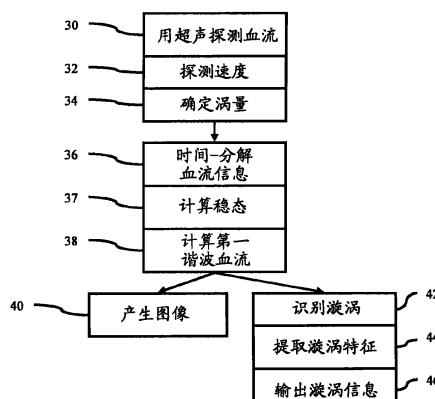
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 3 页

[54] 发明名称

在医用诊断超声中的血流特征成像

[57] 摘要

本发明涉及在医用诊断超声成像中表征血流。每个空间位置的经历一段时间的血流信息可通过傅立叶分析分解(36)成各个分量。例如，该血流在每个位置的平均或稳态分量可被确定(37)并被用于成像(40)。第一谐波可被使用。使用一段时间上的血流信息的一个或多个分量可提供诊断上有用的信息。另外或单独地，该血流信息可被分析以识别(42)旋涡。该旋涡的特征可提供诊断上有用的信息。



- 1、一种用于在医用诊断超声成像中表征血流的方法，该方法包括：
 检测（30）在一个心搏周期的至少一部分上多个心脏位置的每一个心脏位置的血流值；
 将每一个心脏位置的血流值时间分解（36）为傅立叶分量；和
 产生（40）作为该傅立叶分量中至少一个傅立叶分量的函数的图像，该图像代表所述心脏位置。
- 2、权利要求1的方法，其中至少一个完整心搏周期的血流值被检测（30），其中所述傅立叶分量中至少一个傅立叶分量包括稳态傅立叶分量，和产生（40）所述图像包括产生（40）作为该稳态傅立叶分量的函数的图像。
- 3、权利要求1的方法，其中所述傅立叶分量中至少一个傅立叶分量包括第一谐波，和产生（40）该图像包括产生（40）作为该第一谐波的函数的图像。
- 4、权利要求1的方法，其中检测（30）血流值包括检测（32）作为从造影剂返回的强度的函数的速度。
- 5、权利要求1的方法，其中检测（30）血流值包括检测（34）速度信息的涡量。
- 6、权利要求1的方法，其中产生（40）该图像包括作为所述傅立叶分量中至少一个傅立叶分量的函数的色彩映射。
- 7、权利要求6的方法，其中产生（40）该图像进一步包括指示速度轨迹，速度流线，或它们的组合。
- 8、权利要求7的方法，进一步包括：
 减少平面外速度信息，所述速度流线成为剩余速度信息的函数；
 其中产生（40）该图像包括产生（40）二维图像。
- 9、权利要求1的方法，进一步包括：
 确定（44）作为所述至少一个傅立叶分量的函数的旋涡信息。
- 10、权利要求9的方法，其中确定（44）旋涡信息包括确定至少一个旋涡的位置，尺寸，强度，或它们的组合。
- 11、在一种计算机可读存储介质（22）内存储的代表被可编程处理器（18）执行的用于表征医用诊断超声成像中血流的指令的数据，该存储媒介（22）包

括指令用于:

确定(30)心脏在一个时间段上的多个位置的血流;
计算(37)该时间段的平均流量场; 和
显示(40)该平均流量场。

12、权利要求11的计算机可读存储介质(22),其中确定(30)血流包括确定(36)所述位置的涡量。

13、权利要求11的计算机可读存储介质(22),其中计算(37)平均流量场包括确定在所述时间段上的血流的傅立叶级数的DC成份。

14、权利要求11的计算机可读存储介质(22),进一步包括:

识别(42)在该平均流量场中的旋涡; 和
确定(44)该旋涡的特征。

15、一种用于在医用诊断超声成像中表征血流的方法,该方法包括:

使用超声检测(30)多个心脏位置的每一个的血流值; 和
计算(44)作为该血流值的函数的旋涡信息,该旋涡信息对应于与多个心脏位置相关的旋涡。

16、权利要求15的方法,其中计算(44)旋涡信息包括确定该旋涡的位置,尺寸,强度,或它们的组合。

17、权利要求15的方法,其中至少一个完整心搏周期的血流值被检测,进一步包括:

将每一个心脏位置的血流值时间分解(36)为傅立叶分量,包括稳态傅立叶分量; 和

产生(40)代表该心脏位置的图像作为该稳态傅立叶分量的函数;
其中计算(44)作为该血流值的函数包括计算作为该稳态傅立叶分量的函数。

18、权利要求15的方法,其中检测(30)血流值包括确定(34)速度信息的涡量,和计算(44)包括识别(42)作为涡量密度的函数的相对高涡量的区域。

19、在计算机可读存储介质(22)内已经存储的代表被可编程处理器(18)执行的用于表征医用诊断超声成像中血流的指令的数据,该存储媒质(22)包括指令用于:

由超声信息确定(30)的心脏内多个位置的血流;
从该血流中提取(44)旋涡的至少一个特征; 和
输出(46)该涡流的该至少一个特征。

20、权利要求19的计算机可读存储介质，其中提取(44)该至少一个特征包括确定该旋涡的位置，尺寸，强度，或它们的组合。

21、权利要求19的计算机可读存储介质，其中确定(30)血流包括确定(34)每一个位置在至少一个完整心搏周期上的涡量;

进一步包括:

将每一个心脏位置的涡量时间分解(36)为傅立叶分量，包括稳态傅立叶分量; 和

其中提取(44)包括识别(42)作为该稳态傅立叶分量函数的、与所述多个位置相关的旋涡。

在医用诊断超声中的血流特征成像

相关申请

本专利文件按 35U.S.C. §119(e) 规定，要求申请日为 2007 年 4 月 24 日的美国临时专利申请序列号 No.60/926,124 的优先权，并在此引入作为参考。

技术领域

本实施例涉及血流的超声成像。血流通过医用诊断超声来表征。

背景技术

在心脏和在循环系统中的血液预期以生理上适当的方式流动。血液的流动模式可以快速响应由于病理或压力引起的改变。例如，在狭窄的下游产生漩涡，或在运动功能减退的缺血壁附加发现心室内循环停滞。评估血流的能力可以改善诊断和治疗进程。非侵入血流评估是有益的。

血流可以被利用核磁共振成像 (MRI) 非侵入地分析。MRI 要求大的设备，并在临床常规工作中不具有实用性。另外，血流计算要求以一种通常不能在 MRI 中完成的高帧率采集。

超声成像非侵入地提供血流信息。多普勒成像指示血流的速度。对于一个给定的范围限制（空间位置），通过频谱，脉冲波，或连续波多普勒成像提供速度的时间曲线或频谱。对于该速度的空间分布，彩色或血流多普勒在二维或三维区域上指示速度。多普勒心脏回波描记术广泛地在临床实际中使用并且代表一种有价值的诊断工具。然而，多普勒回波描记术测量沿着扫描线方向的速度，检测血液正朝向或远离此换能器移动的速率。尽管血液可以朝任何方向移动，但在其他方向上的运动不是那么容易检测的。多换能器、变换的扫描技术、以一个确定的血流方向为基础的校正，或其他方法都可用来确定实际的速度，但可能实际使用有限。

血流能被通过观测图像的时间序列来分析，例如 B 模式和多普勒图像。通常考虑一个或几个特殊瞬时来减少大量可用信息。诊断过程是一种信息的综合，此处这样的信息综合应该基于大量可用信息以便增加结果的重现性。仅仅考虑信息的子集可能限制诊断。考虑整个时间序列可能是耗费时间的或困难的。

发明内容

作为介绍，以下说明的优选实施方式包括用于在医用诊断超声成像中表征血流的方法、指令和系统。每个空间位置的经历一段时间的血流信息可使用傅立叶分析被分解成各个分量。例如，在每个位置处的血流的平均或稳态成份可被确定和用于成像。第一谐波可类似地使用。使用一段时间上的血流信息的一个或多个分量的成像可以提供诊断上有用的信息。另外或独立地，该血流信息可被分析以识别旋涡。该旋涡特征可以提供诊断上有用的信息。

在第一方面，提供一种用于在医用诊断超声成像中表征血流的方法。检测在一个心搏周期的至少一部分上的多个心脏位置中每一个心脏位置的血流值。该心脏位置中每一个的血流值都被时间分解(time-decomposed)成傅立叶分量。代表该心脏位置的图像作为至少一个傅立叶分量的函数产生。

在第二方面，一种计算机可读存储介质已经存储了代表可被编程的处理器执行的用于在医用诊断超声成像内表征血流的指令的数据。该存储介质包括用于确定在一个时间段上多个心脏位置的血流的指令，计算该时间段上的平均流场的指令，和显示该平均流场的指令。

在第三方面，被提供一种用于在医用诊断超声成像中表征血流的方法。使用超声来检测多个心脏位置中每一个的血流值。旋涡信息被计算为该血流值的函数。该旋涡信息相应于与多个心脏位置相关的旋涡。

在第四方面，一种计算机可读存储介质已经存储了代表可被编程的处理器执行用于在医用诊断超声成像内表征血流的指令的数据。该存储介质包括从超声信息中确定心脏中多个位置的血流的指令，从该血流中提取至少一个旋涡特征的指令，和输出该至少一个旋涡特征的指令。

本发明由所附权利要求限定，并且在本部分不应有任何部分作为对这些权利要求书的限制。本发明的更多的方面和优点在下面结合优选实施方式讨论并可随后被独立或合并地主张权利。

附图说明

部件和附图不必依比例的，而是重点放在图示本发明的原则。而且，在这些图中，相同的参考数字在所有不同视图中表示对应的部分。

图1是用于在医用诊断超声成像中表征血流的方法的实施例的流程图；

图2显示在充盈期内不同时间左心室的超声图像实施例；和

图 3 显示图 2 的超声成像的实施例，在该图像上映射了速度轨迹；

图 4 显示血流模式图像的实施例；和

图 5 显示用于在医用诊断超声成像中表征血流的系统的实施例的方块图。

具体实施方式

利用应用到超声信息的流体动力学可以评估血流模式。一个二维或三维速度矢量场由 B 模式、造影剂或其他超声成像确定。为了实际用于诊断和治疗目的，使用时间分解（time-decomposition）或傅立叶分量来可视化血流。定量的结果以基于物理的术语提供综合。超声成像系统或超声图像的离线分析可以通过基于时间分解和/或识别的旋涡和血流信息而输出图像来提供附加的诊断支持。

图 1 显示了一种在医用诊断图像中表征血流的方法。该方法由图 5 的系统或一种不同的系统执行。可以提供附加的、不同的或较少的动作。例如，动作 34, 37 和/或 38 没有被提供。例如在确定旋涡信息时，动作 34, 36-38 和 40 没有被提供。例如在产生一幅图像时，动作 34, 37, 38, 42, 44, 和/或 46 没有被提供。这些动作按照所说明或所显示的顺序执行，但是可以以其他顺序执行。

在动作 30 中，确定多个位置的血流。探测该多个位置的每一个的血流值。这些位置是对二维或三维区域的全或稀疏采样。例如，确定一个或多个二维扫描区域或感兴趣区域的血流，例如与彩色或多普勒盒相关。

确定某流体区域的血流值。循环系统的一个区域可被扫描。探测在心室或循环树（circulatory tree）内的血流。可替换地，可探测在其他流体区域内的血流，例如肠内或泌尿系统内的血流。

确定一个时间段内的血流。在不同时间确定给定空间位置的不同血流值。例如，确定在一个心搏周期的至少一部分上的血流，例如探测至少一个完整心搏周期的血流值。多个周期内的血流值可被组合或平均，例如将代表相对于重复的心搏周期的同一时刻的血流值取平均。在一种实施例中，组合来自最近采集的三个心搏周期的血流值，以便提供一个代表性心搏周期。在整个周期或周期的一部分期间的血流可以以所需的任何频率被采样，例如在一次心跳期间的两个或更多的瞬间。

在动作 32 中，通过检测速度检测该血流。可以使用多普勒技术检测速度。沿着扫描线发射多个脉冲。回波频率的改变指示了目标、例如血液沿着扫描线

的速度。提供角度校正，例如用户输入不同的轨迹。校正功能可用于确定速度。例如，执行多个 B 模式扫描。使用散斑 (speckle)、造影剂或特征追踪不同区域，以确定位置的偏移或改变。以位置的改变和扫描之间的时间为基础确定速度。其他现在已知的或以后开发的用于确定速度的超声技术可被使用。

在一个实施例中，速度被确定为从造影剂返回的强度的函数。任何造影剂成像技术都可被使用，例如 B 模式成像，谐波响应成像，相关损失成像，三次基波成像 (cubic fundamental imaging) 或多普勒成像。

跟踪造影剂的运动以确定速度。例如，血流计算是基于灰阶图像序列（至少两个）的分析的。图 1 显示了组织和造影剂的两个 B 模式图像。该超声图像是左心室在被造影剂充盈期间的两个连续瞬间的图像。少量造影剂的灌输可以改善流动流体的可视化。心脏内边界被显示为点线，并且箭头指示血流方向。边界可被自动地、手动地确定或不确定。血流方向被显示出来以有助于理解，但也可提供用于成像。左边图像显示较亮的血流喷射进入此腔。在喷射头的右边基本上可以看见一个起始旋涡。右边图像在大约 80ms 后被采集。如造影剂返回所示该血流已经进一步进入此腔。该血流速度是血流在两幅图像间传播的距离除以时间间隔。

当遭受到超声波时，血液产生超声信号的反向散射。来自固定元素（例如，淤血）的反向散射在两个连续图像中本质上相等。来自运动元素（例如流动的血细胞或造影剂）的反向散射被发现从一帧到下一帧发生了移位。反向散射的分析允许估算该元素从一帧到下一帧的移位。这类处理具有与在试验流体力学中发展的粒子图像测速 (PIV) 方法同样的理论基础。代替光反向散射，PIV 被应用到来自造影剂的超声反向散射。保存从造影剂返回的亮度。追踪两个空间区域内造影剂团的运动以确定在不同位置处的速度，两个连续帧中每一帧有一个空间区域。当造影剂经历刚性运动时，时间上的亮度总导数是零，这里总导数意味局部运动之后的导数。这个总导数是通过在两个对应区域间获得的时间导数，加上这两个空间区域间预期的位移与空间梯度的乘积而在数学上估算的。在真实采集中，最小化该总导数的空间位移通过最小化在检查区域内该总导数的最小平方拟合而估算出来。位移由返回的超声提供的亮度信息确定。

不同的血流检测可以组合。例如，造影剂返回的 PIV 产生某一区域的一组血流值。多普勒速度和/或散斑校正血流值可与 PIV 血流一起被平均或被用于确

认精度。即使精度有限或带有不期望的变化，该估算的速度矢量也可用于估计血流模式，例如旋涡的排列或应变区域（strain region）的扩展。

为时间上的某一给定瞬时或为帧提供在经过分析的空间区域内点的速度矢量。也确定这些点的在不同时间的速度矢量。在心血管区域内的血流由速度值 $v(x, t)$ 描述，其中 x 是描述二维或三维空间中所有点的空间坐标的一个矢量， t 是时间。在二维成像中，速度是二维矢量，典型地由它的 x 和 y 分量描述， $v_x(x, y, t)$ 和 $v_y(x, y, t)$ 沿着 x 和 y 方向变化。图 3 显示了在一个心跳期间的两个瞬时左心室内的速度场。所计算的速度矢量重叠在图 2 的 B 模式图像上。箭头代表计算的速度矢量或轨迹。为稀疏采样、不规则的或带有较高方差的点计算的速度矢量覆盖在该图像上。每个箭头开始于速度被计算的点以增强血液运动的可视化。当血流喷射正进入该腔时，左边图像对应于在心室充盈（图 2 中的左边图像）期间的一个瞬间。当心室内清楚可见时，右边图像是在稍后的某一瞬间，即心舒张后期（diastases）。箭头的数量可以增加或减少。

可以确定其他血流值。在动作 34 中，确定速度已经被确定的至少一些位置的涡量。确定该速度的涡量。涡量是速度矢量的卷曲（curl）并从速度矢量中计算而来。该涡量从速度场导数的卷曲结合中计算：在二维血流中，涡量是由 $v_y(x, y, t)$ 的 x 导数和 $v_x(x, y, t)$ 的 y 导数之间的差异给出的标量；在三维场中涡量也是由速度导数间的相似差异给出的矢量。涡量代表流量场的基干。其他用于确定涡量的方法可被使用。速度、涡量、其他血流值或它们的组合可被用于成像或确定旋涡信息。

在动作 36 中，每一个心脏位置的血流值被时间分解成傅立叶分量。该血流值是速度、涡量或其他血流值。代表同一个位置的两个或多个血流值被用作时域中的一个序列以用来转换到频域。对每个所需的空间位置重复该时间分解。

时间分解可以以一种用于成像或确定血流特征的较简单的形式保持全局特征。因为心血管血流在时间上是周期性的，因此该血流被时间分解成傅立叶谐波。例如，每一个具有坐标 x 的点的速度或涡量 $\omega(x, t)$ 是周期函数，可被表示成傅立叶级数：

$$\omega(x, t) = \omega_0(x) + \omega_1(x) \cos\left(\frac{2\pi}{T}t + \varphi_1(x)\right) + \sum_{k=2, N} \omega_k(x) \cos\left(\frac{2k\pi}{T}t + \varphi_k(x)\right)$$

其中 $\omega_0(x)$ 是一次心跳的平均血流场， $\omega_1(x)$ 是代表给血流的主要脉动成分

的基本(第一)谐波(正弦曲线), $\varphi_1(x)$ 是度量该脉动成分的同步性的相应相位。具有下标 k 的后续项是对应于附加的不稳定傅立叶分量的高次谐波。

在动作 37 中, 计算平均血流场。该平均是在任何时间上的, 例如一个心搏周期期间。对于多个空间位置计算该平均值, 或其他稳态值(中值)。例如计算该时间段上的血流的傅立叶级数的 DC 分量。稳态傅立叶分量指示一个稳态值或“稳定流动的”血流。在另一实施例中, 不需要傅立叶分析地平均该血流值。大量关于周期血流场的整体结构的信息可通过平均流量场代表。稳态静态地指示在整个心跳或其他时间段上的血流动力学的基本符号。稳定流动场是血流的基本合成并可提供统计上可重复的结果。

在动作 38 中计算第一谐波血流场。傅立叶级数的第一脉动谐波 $\omega_1(x)$ 分等級地(hierarchically)代表另一血流场。该第一谐波综合了在该心跳或其他时间段上的信息。该第一谐波相当于基脉动成分。对于静态信息, 计算每个空间位置上傅立叶级数的第一谐波成分的幅度。相位 $\varphi_1(x)$ 可以提供脉动信息。第一谐波的幅度和/或相位可被用来指示感兴趣区域在某一时间段上的血流特征。

可使用代表流量场中非稳态或脉动成分的其他技术。这样的不稳定测量包括, 但不限于, 平均数偏差, 一次心跳内的变化, 绝对值的和, 或当应用于速度时也涉及运动能量的平方和, 或当应用于涡量时的熵。

在动作 40 中产生图像。该图像代表来自扫描区域的超声信息, 例如心脏位置。使用彩色, 灰阶, 或二者。该图像通过设置红, 绿和蓝值(RGB)产生, 但 YUV 或其他显示格式也可被使用。图像值被设定为一个或多个输入值的函数。可使用任何调制或映射函数。

该图像是二维图像。在替换的实施例中, 该图像被着色作为三维体积的代表。可使用任何着色(rendering), 例如表面着色, 投影或其他技术。

该图像可显示血流值, 例如将像素设定为速度和/或涡量的函数。例如, 一个灰度组织或 B 模式图像可被彩色速度或涡量图像覆盖。该图像可包括从追踪造影剂和/或从多普勒探测中得到的速度或涡量信息。可使用任何现在已知的或后来发展的多普勒、B 模式和/或造影剂成像。

在一种实施例中, 图像值被设定为一个或多个傅立叶分量的函数。基于一个或多个傅立叶分量设定强度, 彩色, 色调, 亮度, 它们的组合, 或图像的其他特征。某一特征可被设定为一个分量的函数, 而另一特征可被设定为另一分

量的函数。基于不同的输入值设定不同的特征。可基于两个输入值的组合设定一个或多个特征，例如基于输入第一谐波幅度和相位使用查询表格来设定颜色。

例如，该图像显示平均流量场。该图像作为稳态傅立叶分量或平均血流速度的函数而产生。“稳定流动”场 $\omega_0(x)$ 与时间无关并且可以作为采样图像显示。该稳定流动血流成像（平均流量，血流时间—傅立叶分解的零次谐波）提供该时间周期的心血管血流的合成以显示用于诊断目的的血流结构。主要的旋涡的排列可在图像中可视化。该主要的旋涡代表在基于血流的诊断中的基本量。

在另一个实施例中，该图像作为第一谐波的函数或其它不稳定测量产生。该图像代表该时间段上的脉动。第一和更高的谐波包括关于旋涡结构的脉动的基本信息。该图像是静态的，但可以为带有或不带有交迭的连续时间段产生多个图像。在一种实施例中，相位被映射为二进制彩色编码，例如红色用于心搏周期中某时间前，蓝色用于心搏周期中某时间后。色调和/或亮度逐级被映射。

其他特征可被添加到该图像上。例如，指示轨迹的特征，流线，纹线，梯度，运动能量，其他流体动力学特征，或它们的组合。该特征是图形交迭，例如点，线，箭头，螺旋，网格，或其他形状。可替换地，该特征被用作用于确定颜色，色调，或亮度的输入。速度是一种多维的、时变的、不能立即由可视化估计出的矢量场。血流特征常常能通过估计出某些直接与有效血流动力学相关的推导量而被更好地可视化。流线，轨迹和纹线是积分量或要求对血流值沿时间和/或空间积分的量。流线显示血流路径，这里流线在各处与血流矢量相切，例如速度矢量。轨迹指示路径的历史，例如通过矢量指示从特定点流动的方向和幅度。运动能量和血流梯度是局部或微分量，例如基于血流值或血流沿着时间和/或空间的微分的量。

图 4 显示两个图像被分开或一起显示的示例实施方式。在左边的图像显示在左心室中的血流的稳定流。平均或稳定流动的涡量通过使用表示反时针涡量的蓝色阴影和表示顺时针涡量的红色阴影而被彩色映射。在规则的、稀疏的位置上添加箭头以代表稳定流动的速度矢量（轨迹）。流场中的线是稳定流动的速度的流线。基本的左心室旋涡通过流线、轨迹和颜色指示而清楚可见。

右边的图像显示脉动血流的基本谐波。涡量场的第一谐波幅度使用代表小或没有脉动性（pulsitity）的蓝色以及代表最大脉动性（pulsitity）的红色而被彩色映射。在此之间的阴影提供第一谐波的幅度的分级。流线被交迭。该流

线是速度的第一谐波的流线。

提供静态图像来代表在一个时间段、如一个心搏周期上的稳态和不稳定特征（脉动）分量。这些图像代表信息的合成。图 4 中的两个图像也包括代表在心脏收缩、中间和心脏舒张位置的心内边界的线。可提供不同的、更少的或附加的特征。仅仅涡量，仅仅速度，或速度和涡量血流值的其他组合可被用于任意一个图像。可提供不同颜色级或映射。可使用不同组合或两幅图像中的仅仅一个。该图像可被定期更新，例如基于一个或多个心跳的移动窗来产生图像。当另一心跳的数据被采集时，替换来自先前采集的心跳的数据以产生图像。

该图像以二维显示。速度场可由二维扫描确定。这个速度场不包括探测的平面外速度。对于三维扫描，该速度具有三维矢量。流出/进入图像平面的血流从来自该图像的速度散度中估计出来。该速度散度是血流的平行（in-line）导数的和： $v_x(x, y, t)$ 的 x 导数与 $v_y(x, y, t)$ 的 y 导数的和。为了产生图像或特征，这个平面外速度信息可被减少。例如速度流线和轨迹可从在减少或去掉该速度矢量的平面外分量后保留的速度信息中产生。稳定流动的平面内流线对应于沿着无散度速度场的流线，在该无散度速度场中速度的横跨流动的平面外分量减少了。该散度被空间导数通过从速度场减去一个对应于恰好相同散度的潜流而去掉，这可通过将反拉普拉斯算子应用到该散度来计算。该涡量或其他流体动力学量可从该无散度速度中确定。在可替换实施例中，不从该速度场中去除散度。

在动作 42 中确定旋涡。在一种实施例中，该旋涡由平均流量场标识。在另一种实施例中，该旋涡由在生理相关瞬时的瞬时流值、其他傅立叶分量和/或从该流值或傅立叶分量中推导出的特征标识。

该旋涡与多个心脏位置相关。旋涡是紧凑涡量的区域。具有更高幅度的相邻涡量值可能指示有旋涡。在一种实施例中，该涡量作为速度的导数计算。在另一个实施例中，通过将反拉普拉斯算子应用于该涡量估算一种更平滑的涡量，血流的流函数。在另一种实施例中，可以使用旋涡血流的不同测量，如压力，压力的拉普拉斯算子，速度梯度张量的特征值或它们的组合。旋涡的测量值可被低通滤波以便空间上平滑该值或去除高频变化。涡量或另一旋涡测量的局部最大值被识别。例如，找到最大的一个、两个或其他数量的局部最大值。可以要求在局部最大值间需要的任何分离，例如通过在门限水平下的组织和/或血流分离的最大值。作为另一种实施例，相对高涡量的区域被确定为涡量密度的函

数。具有最高涡量密度的区域通过找到最大涡量的位置、找到围绕这个涡量值高于特定门限的最大值的紧凑区域，并提取这样一个区域—这个区域内涡量的和是最大的—而被确定。可使用其他处理，例如聚类或区域生长来识别旋涡。

可以识别其他血流构造。例如，通过涡量值识别剪形层（shear layer）或边界层。剪形层是具有不同运动的流之间摩擦的加长层。边界层是与壁相邻的剪形层。可提取血流的其他诊断指示。

在动作 44 中，提取旋涡的特征。确定一个或多个旋涡的位置，尺寸，形状，强度，或它们的组合。从血流中提取特征。分析瞬时血流值或血流值的傅立叶分量。例如，旋涡信息的时间发展通过在所有可用时间上对流量场的分析来确定。全局信息通过对这个时变旋涡信息的进一步分析或通过对至少一个傅立叶分量的分析而确定，例如通过稳态傅立叶分量来计算确定。

由最大稳态涡量的点确定位置。可替换地，该位置被确定为某区域的中心或由尺寸限定的体积的中心。其他的途径也可使用。

尺寸由阈值确定。沿着半径的轮廓或位置定义一个圆周，在这些半径中涡量值是幅度之下的阈值量。区域生长、聚类或其他算法可被使用。例如围绕最大涡量的流线被用作旋涡的圆周。面积、体积、长度、宽度、高度、其他测量或它们的组合指示尺寸。

强度是在旋涡中的平均涡量，例如按尺寸计算定义的旋涡。强度的其他测量可被使用，例如最大值的幅度，它的旋度，涡量的积分，旋涡运动的其它测量，尺寸加权平均，包括在旋涡内的许多空间位置，或旋涡内的变化或衰减特征。

在动作 46 中，旋涡的特征是输出。该输出将被存储或显示给用户。例如，每个旋涡的一个或多个特征作为文字输出在动作 40 中产生的图像中、该图像上方或该图像附近。该旋涡可被高亮显示或基于该特征成为交迭在该图像上的旋涡指示。例如，相对于该图像中其他位置对该旋涡进行不同色彩的映射、阴影或图形高亮化。

图 5 显示了用于在医用诊断超声成像中表征血流的系统 10 的实施例。系统 10 执行图 1 的方法或其他方法。系统 10 包括发射束形成器 12，换能器 14，接收束形成器 16，图像处理器 18，显示器 20，和存储器 22。另外，可提供不同或更少的组件。例如可提供用户输入用于手动或帮助选择显示图、确定旋涡属

性，感兴趣区域选择，边界限定，或其他控制。系统 10 是医用诊断超声成像系统。在可替换的实施例中，系统 10 是个人电脑，工作站，PACS 站，或在相同位置或分布在网路上的用于实时或后采集成像的其他设置，这样可能不包括声束形成器 12, 16 和换能器 14。

发射束形成器 12 是一种超声发射器，存储器，脉冲发生器，模拟电路，数字电路，或它们的组合。发射束形成器 12 可操作地为多个带有不同或相对振幅、延时和/或定相的通道产生波形。一旦响应产生的波而从换能器 14 发射声波，就形成一个或多个声束。产生一个发射束序列来扫描二维或三维区域。扇形，矢量 (Vector[®])，线性或其他扫描格式可被使用。同一扫描区域被多次扫描。对于血流或多普勒成像，使用一个扫描序列。在多普勒成像中，该序列可包括在扫描一相邻扫描线之前沿着同一扫描线的多个束。为了血流成像以便追踪散斑或造影剂的运动，可使用扫描或帧交织（也就是，在再次扫描之前扫描整个区域）。在可替换的实施例中，发射束形成器 12 产生平面波或发散波用于更快速的扫描。

换能器 14 是 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列压电或电容性薄膜元件。换能器 14 包括多个用于在声能或电能之间转换的元件。换能器 14 可以被手持，例如用于定位在接近声窗的患者皮肤上。在另一种实施例中，换能器 14 的尺寸和形状适于在病人体内使用，例如在穿越食管 (transesophageal) 的探针上或用于心脏成像的导管上。响应碰撞在换能器元件上的超声能量 (回波) 而产生接收信号。该元件与发射和接收束形成器 12, 16 的通道连接。

接收束形成器 16 包括多个带有放大器、延时和/或相位旋转器的通道，和一个或多个加法器 (summers)。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收束形成器 16 应用相对延时、相位和/或变迹来形成响应每一发射的一个或多个接收束。在可替换的实施例中，接收束形成器 16 是使用傅立叶或其他变换产生样本的处理器。

接收束形成器 16 可包括滤波器，例如用于在第二谐波或相对于发射频带的其他频带中分离信息的滤波器。这些信息很可能包括所需组织，造影剂，和/或血流信息。在另一实施例中，接收束形成器 16 包括存储器或缓冲器，和滤波器或加法器。二个或更多的接收束可组合以便在所需的频带中分离信息，所需的频带例如是第二谐波，三次基波或其他频带。

接收束形成器 16 输出代表空间位置的束总和数据。单个位置、沿着一条线

的位置、区域的位置或体积的位置的数据被输出。可提供动态聚焦。该数据可用于不同目的。例如，对 B 模式或组织数据可执行与造影剂数据不同的扫描。

图像处理器 18 是 B 模式探测器，多普勒探测器，脉冲波多普勒探测器，校正处理器，傅立叶变换处理器，专用集成电路，通用处理器，控制处理器，现场可编程门阵列，数字信号处理器，模拟电路，数字电路，它们的组合或其他现在已知或后来发展的用于从束成形的超声样本中探测和处理信息以进行显示的设备。

在一种实施例中，图像处理器 18 包括一个或多个探测器和分离的处理器。该处理器是控制处理器，通用处理器，数字信号处理器，专用集成电路，现场可编程门阵列，网络，服务器，处理器组，数据通路，它们的组合或其他现在已知的或后来发展的用于从 2D 或立体数据中检测血流值、执行傅立叶变换、产生图像和计算旋涡属性的设备。例如处理器 18 执行一个或多个图 1 内的动作的任何组合。

图像处理器 18 依照存储在存储器 22 或其他存储器中的指令操作。处理器 18 被编程为表征医用诊断超声图像中的血流。存储器 22 是计算机可读存储介质。用于执行处理，方法和/或这里说明的技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器上，例如高速缓冲存储器，缓冲器，RAM，可移动存储介质，硬盘或其他计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括多种易失或非易失存储介质。响应一组或多组存储在计算机可读存储介质上或在计算机可读存储介质内的指令执行在附图中图示的或此处说明的功能、动作或任务。功能、动作或任务与独立的特定类型的指令组，存储介质，处理器或处理策略无关，并可被软件，硬件，集成电路，固件，微代码等单独或组合操作地执行。类似地，处理策略可包括多处理，多任务，并行处理，等。在一种实施例中，指令被存储在可以被本地或远程系统读取的移动介质设备上。在其他实施例中，该指令存储在通过一个计算机网络或经过电话线传输的远程位置。还在其他的实施例中，该指令存储在一个给定的计算机、CPU、GPU 或系统内。

存储器 22 可替换地或额外地被用于存储数据。存储血流值，例如速度和涡量，图像值，旋涡特征，图像重叠，显示图或查询表格，或其他数据。该存储数据用于处理，计算，或生成。

显示器 20 是 CRT，LCD，投影仪，等离子体，或其他用于显示二维图像

或三维表示法的显示器。该显示器 20 显示超声图像，例如速度，涡量，傅立叶分量，稳态，第一谐波，或其他图像。该显示器 20 可显示旋涡的表示或量。

虽然本发明已经通过参考多个实施例在上面说明，应该理解在不偏离本发明的范围的情况下可进行许多变化和修正。因此这意谓前述细节说明被认为是示例性而不是限制，并且可以理解下面的权利要求书，包括所有等价的，用于限定本发明的精神和范围。

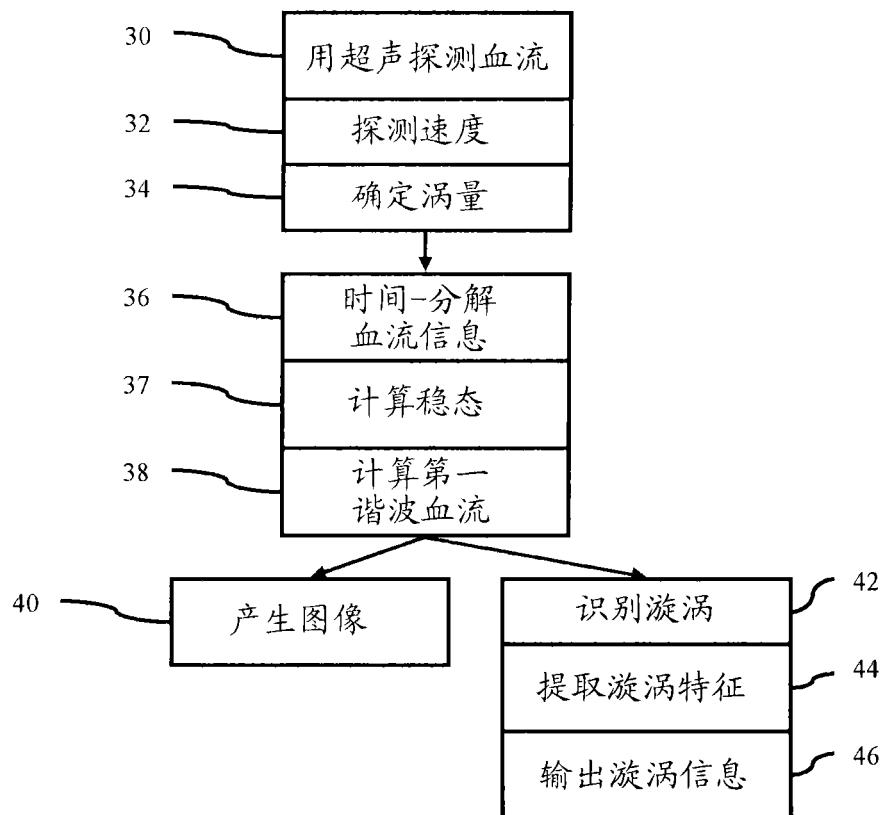


图 1

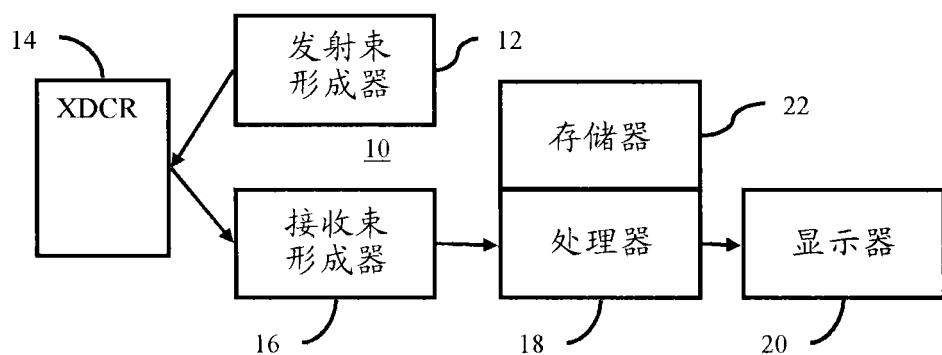


图 5

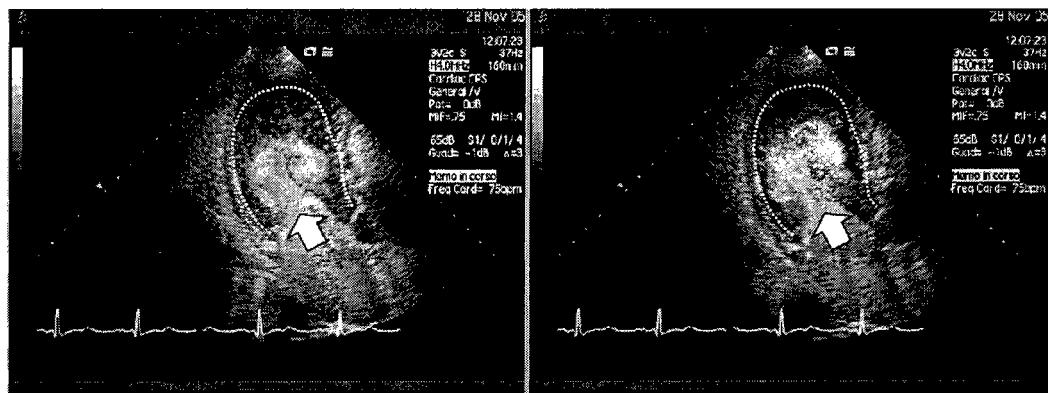


图 2

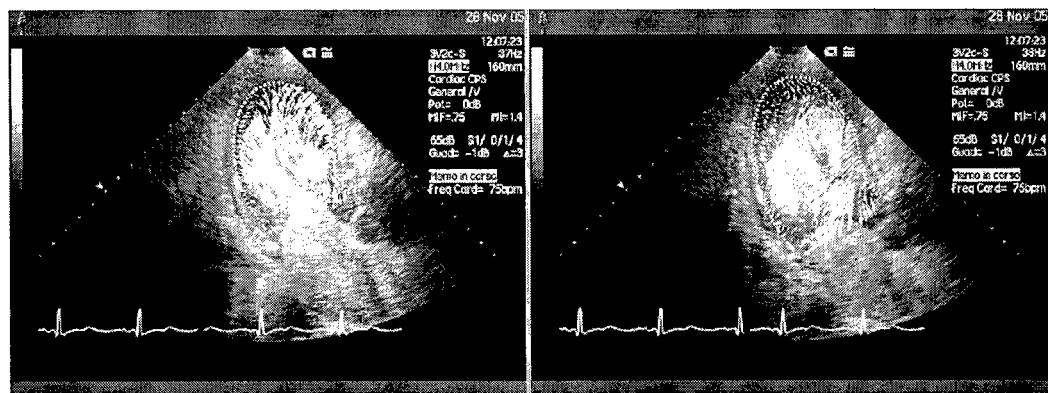


图 3

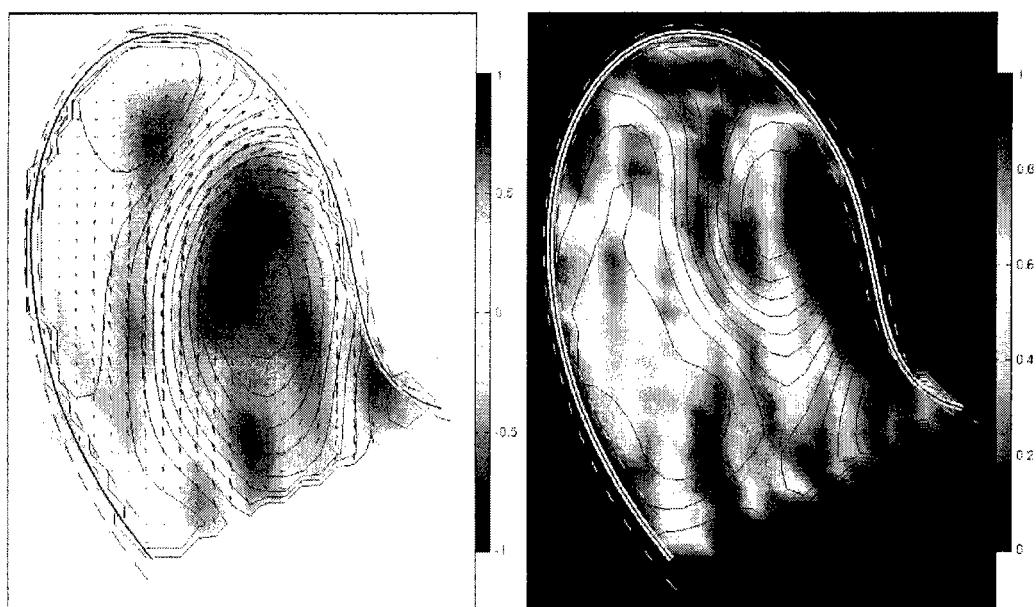


图 4

专利名称(译) 在医用诊断超声中的血流特征成像

公开(公告)号	CN101297762A	公开(公告)日	2008-11-05
申请号	CN200810125819.5	申请日	2008-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	G佩德里泽蒂 G通蒂		
发明人	G·佩德里泽蒂 G·通蒂		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S15/8977 A61B8/06 G01S15/8979		
代理人(译)	张涛 刘春元		
优先权	60/926124 2007-04-24 US 12/148746 2008-04-21 US		
其他公开文献	CN101297762B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及在医用诊断超声成像中表征血流。每个空间位置的经历一段时间的血流信息可通过傅立叶分析分解(36)成各个分量。例如，该血流在每个位置的平均或稳态分量可被确定(37)并被用于成像(40)。第一谐波可被使用。使用一段时间上的血流信息的一个或多个分量可提供诊断上有用的信息。另外或单独地，该血流信息可被分析以识别(42)旋涡。该旋涡的特征可提供诊断上有用的信息。

