



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110678128 A

(43)申请公布日 2020.01.10

(21)申请号 201880035299.0

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.03.26

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

62/478,828 2017.03.30 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/057601 2018.03.26

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/177986 EN 2018.10.04

(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 汪世英 黄圣文 谢华

F·G·G·M·维尼翁 张亮

K·W·约翰逊

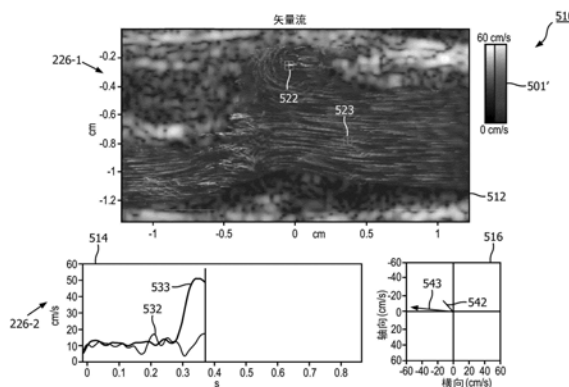
权利要求书2页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

用于使用超声矢量流成像的血流的同时的可视化和量化的系统和方法

(57)摘要

一种用于超声成像数据的可视化和量化的系统可以包括显示单元和处理器,所述处理器被通信地耦合到所述显示单元并且耦合到超声成像装置,用于根据表示身体结构和所述身体结构内的流体流动的超声数据来生成图像。所述处理器可以被配置为生成与所述流体流动相对应的矢量场数据,其中,所述矢量场数据包括所述流体的轴向速度分量和横向速度分量,从所述图像内的一个或多个用户选择的点处的所述矢量场数据提取空间时间信息,并且使所述显示单元与包括所述矢量场数据的图形表示的所述图像同时显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息,所述矢量场数据的所述图形表示被叠加在所述图像上,其中所述空间时间信息包括所述流体流动的幅值和角度中的至少一个。



1. 一种用于显示超声成像数据的方法,所述方法包括:
根据表示身体结构和所述身体结构内的流体流动的超声数据来生成图像;
生成与所述流体流动相对应的矢量场数据,其中,所述矢量场数据包括所述流体的轴向速度分量和横向速度分量;
在用户接口上显示被叠加在所述图像上的所述矢量场数据的图形表示;
在所述图像内的一个或多个用户选择的点处从所述矢量场数据提取空间时间信息;并且
与包括所述矢量场数据的所述图形表示的所述图像同时地显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息,其中,所述空间时间信息包括所述流体流动的幅值和角度中的至少一个。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,显示所述空间时间信息包括显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的所述幅值和所述角度中的所述至少一个的根据时间的曲线图。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,显示所述空间时间信息包括显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的方向的视觉表示,并且其中,所述视觉表示被配置为动态地更新以反映所述流体流动的所述方向的时间变化。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述流体流动的所述方向的所述视觉表示包括所述一个或多个用户选择的点处的所述速度矢量的所述轴向分量对所述速度矢量的所述横向分量的曲线图。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,显示所述空间时间信息包括显示针对所述流体流动的所述幅值和所述角度的信息,并且其中,针对所述流体流动的所述幅值和所述角度的所述显示的信息响应于从对象中的感兴趣区域 (ROI) 接收的信号而被实时同步地更新。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述矢量场数据的所述图形表示是所述矢量场的基于小路径的图形表示。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述矢量场数据的所述图形表示包括矢量图,所述矢量图包括描绘与所述矢量场数据相对应的子区域的流动掩模层,并且还包括图示所述子区域中的速度矢量的至少部分轨迹的矢量可视化层。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括估计所述流体的高度速度分量以获得针对体积感兴趣区域 (ROI) 的三维 (3D) 矢量场数据。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中,与所述图像同时地显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息包括显示与所述3D矢量场数据叠加的所述体积ROI的3D图像。
9. 一种用于超声成像数据的可视化和量化的系统,所述系统包括:
显示单元;
处理器,其被通信地耦合到所述显示单元并且耦合到超声成像装置,用于根据表示身体结构和所述身体结构内的流体流动的超声数据来生成图像,其中,所述处理器被配置为:
生成与所述流体流动相对应的矢量场数据,其中,所述矢量场数据包括所述流体的轴向速度分量和横向速度分量;
在所述图像内的一个或多个用户选择的点处从所述矢量场数据提取空间时间信息;并且

使所述显示单元与包括所述矢量场数据的图形表示的所述图像同时地显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息,所述矢量场数据的所述图形表示被叠加在所述图像上,其中,所述空间时间信息包括所述流体流动的幅值和角度中的至少一个。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述超声成像装置由超声诊断系统来提供,所述超声诊断系统包括所述显示器和所述处理器,并且其中,所述超声诊断系统被配置为当以超声的方式对所述身体结构进行成像时实时生成并更新所述图像。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述处理器被配置为生成所述矢量场数据的基于小路径的图形表示。

12. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述矢量场数据的所述图形表示包括矢量图,所述矢量图包括流动掩模层和矢量可视化层,所述流动掩模层定义与所述矢量场数据相对应的子区域,所述矢量可视化层图示所述子区域中的速度矢量的至少部分轨迹。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于图像分割、可用的矢量场数据、用户输入或其组合来定义所述流动掩模。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于对应矢量流帧中的所述可用的矢量场数据的时间变化来动态地更新随后的图像帧中的所述流动掩模。

15. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述处理器被配置为使所述显示单元显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的所述幅值和所述角度中的所述至少一个的根据时间的曲线图作为所述空间时间信息。

16. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述处理器被配置为使所述显示单元显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的方向的视觉表示作为所述空间时间信息,并且其中,所述视觉表示被配置为动态地更新以反映所述流体流动的所述方向的时间变化。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述流体流动的所述方向的所述视觉表示包括所述一个或多个用户选择的点处的所述速度矢量的所述轴向分量与所述速度矢量的所述横向分量的曲线图。

18. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述矢量流数据还包括所述流体的高度速度分量,并且其中,所述处理器被配置为生成与3D速度矢量场的图形表示叠加的所述超声数据的三维(3D)图像。

用于使用超声矢量流成像的血流的同时的可视化和量化的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年3月30日提交的美国临时US 62/478828的权益和优先权,引用方式被完全并入本文。

背景技术

[0003] 矢量流成像 (VFI) 能够用来可视化和量化心血管应用中的复杂血流测量结果以便更好地诊断血管系统的狭窄和其他状况。由于常规多普勒超声仅允许沿着轴向方向的速度估计,已经引入新的矢量流成像技术来允许多方向的速度估计。这些新的技术包括基于固定箭头的(参见图7A)、基于自由箭头的(参见图7B)和基于小路径的可视化(参见图7C)。

[0004] 对于固定箭头的可视化,流动速度的幅值被编码为颜色强度,并且与箭头的长度成比例。流动速度的方向通过箭头和颜色两者来示出。箭头的尾部在空间中是固定的。对于基于自由箭头的可视化,使用自由箭头来动态地跟踪血流。流动速度的幅值被颜色编码,并且与箭头的长度成比例。流动速度的方向通过箭头来指示。在VFI的背景下,流线可以被定义为即时与流动的速度矢量相切的曲线族,并且路线能够被定义为流动颗粒将会在流动期间如实地遵循的轨迹的族。

[0005] 对于基于小路径的可视化,流动轨迹的动态曲线追踪通过弧形小路径来实现。小路径能够被视为路线的当距顶端的距离超过给定阈值时开始逐渐消失的短的前段或部分,所述给定阈值被定义为小路径长度。流动速度的幅值被颜色编码,并且与小路径的长度成比例。流动速度的方向通过小路径的移动方向来指示。总的来说,在三种可视化方法之中,基于小路径的可视化一般是最直观的方法,具有代替针对VFI的其他可视化方法的可能性。

[0006] 虽然相对于多普勒有改善,但是这些VFI技术的现有实施方式仍然会具有限制。例如,尤其是在现有的固定箭头的可视化中,针对速度幅值和方向的颜色编码图是复杂的且不直观的。此外,箭头的长度不是速度幅值的直接测量。在现有的基于自由箭头的可视化技术中,箭头通常是直线,并且不会是弧形轨迹的良好表示,并且具有针对每个流线的箭头会使可视化杂乱,并且因此是更不直观的。而且,在现有的基于自由箭头的和基于小路径的可视化中,颜色编码图和箭头(小路径)的长度都不是速度幅值的直接测量。因此,血流的直接测量和准确量化是难以获得的。现有VFI技术的额外缺点可以包括不能在某些感兴趣位置处执行血流的点测量,这会进一步限制VFI提取血流的详细空间时间信息的能力。根据本公开的范例可以解决现有的VFI系统和方法的缺点中的一个或多个。

发明内容

[0007] 本发明提供了用于同时的超声矢量流成像 (VFI) 与自动曲线跟踪的系统和方法。本文中描述的范例可以克服现有VFI技术的限制,例如对VFI图像数据的更用户友好和/或交互式显示,以使得用户能够选择血流内的特定点,获得选择点处的速度幅值,和/或通过利用箭头显示来更直观地可视化用户选择的点处的速度矢量数据。

[0008] 一种根据本公开的用于超声成像数据的可视化和量化的系统可以包括显示单元和处理器,所述处理器被通信地耦合到所述显示单元并且耦合到超声成像装置,用于根据表示身体结构和所述身体结构内的流体流动的超声数据来生成图像。所述处理器可以被配置为生成与所述流体流动相对应的矢量场数据,其中所述矢量场数据包括所述流体的轴向速度分量和横向速度分量,从所述图像内的一个或多个用户选择的点处的所述矢量场数据提取空间时间信息,以及使所述显示单元与包括所述矢量场数据的图形表示的所述图像同时显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息,所述矢量场数据的所述图形表示被叠加在所述图像上,其中所述空间时间信息包括所述流体流动的幅值和角度中的至少一个。

[0009] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为生成所述矢量场数据的基于小路径的图形表示。在一些实施例中,所述矢量场数据的所述图形表示可以包括矢量图,所述矢量图包括流动掩模层和矢量可视化层,所述流动掩模层定义对应于所述矢量场数据的子区域,所述矢量可视化层包括所述子区域中的速度矢量的至少部分轨迹。在一些实施例中,所述处理器可以被配置为基于图像分割、可用的矢量场数据(例如,血流速度数据)、用户输入或其组合定义所述流动掩模。

[0010] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为基于随后矢量流帧中的可用速度估计的时间变化动态地更新随后图像帧中的所述流动掩模。在一些实施例中,所述处理器可以被配置为当采集所述回波信号时实时生成所述B模式图像和矢量场的所述图形表示。在一些实施例中,所述处理器可以被配置为基于对应矢量流帧中的所述可用的矢量场数据的时间变化动态地更新随后图像帧中的所述流动掩模。在一些实施例中,所述处理器可以被配置为使所述显示单元作为所述空间时间信息显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的所述幅值和所述角度中的所述至少一个根据时间的曲线图。在进一步的实施例中,所述处理器可以被配置为使所述显示单元作为所述空间时间信息显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的方向的视觉表示,并且所述视觉表示可以被所述处理器动态地更新以反映所述流体流动的所述方向的时间变化。在一些实施例中,所述流体流动的所述方向的所述视觉表示可以是以所述一个或多个用户选择的点处的所述速度矢量的所述轴向分量与所述速度矢量的所述横向分量的曲线图的形式。在进一步的实施例中,所述用户选择的点可以定义包括多个相邻点(例如,显示的图像上的像素的团簇)的选择区域,并且空间时间数据可以针对选择区域中的每个定被单独地或组合地(例如,作为选择区域内的平均值)显示。

[0011] 在一些实施例中,所述矢量流数据还可以包括所述流体的高度(elevational)速度分量,并且所述处理器可以被配置为生成与3D速度矢量场的图形表示叠加的所述超声数据的三维(3D)图像。在一些实施例中,所述处理器可以被配置为估计所述流体流动的所述轴向、横向和/或高度速度分量。例如,根据本公开的用于可视化和量化的系统可以与被配置为采集超声成像数据的超声成像系统集成。在其他实施例中,该系统的部件中的一个或多个可以是被通信地耦合到超声成像数据的来源的独立可视化系统的一部分,所述超声成像数据可以被预先存储或被实时接收。例如,显示器和处理器中的至少一个可以是与超声成像装置分开的工作站的一部分,并且可以被配置为根据实时或预先存储的超声成像数据来生成超声图像。在进一步的范例中,所述处理器可以接收估计的分量作为输入,并且生成

图像,并且提取用于与所述图像同时显示的空间时间信息。

[0012] 一种根据本公开的一些实施例的方法可以包括根据表示身体结构和所述身体结构内的流体流动的超声数据来生成图像,生成与所述流体流动相对应的矢量场数据,其中所述矢量场数据包括所述流体的轴向速度分量和横向速度分量,在用户接口上显示被叠加在所述图像上的所述矢量场数据的图形表示,从所述图像内的一个或多个用户选择的点处的所述矢量场数据提取空间时间信息,并且与包括所述矢量场数据的所述图形表示的所述图像同时显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息,其中所述空间时间信息包括所述流体流动的幅值和角度中的至少一个。在一些实施例中,所述方法可以包括在处理器中响应于以超声的方式扫描对象的感兴趣区域(ROI)而接收信号,并且响应于所述信号而生成所述ROI的B模式图像,并且估计所述ROI的子区域内的血流速度的轴向和横向分量以获得所述子区域内的所述血流的矢量场。所述矢量场的图形表示可以由所述处理器来生成,并且所述矢量场和关于所述矢量场的空间时间信息的同时显示可以根据本文中的范例中的任一个来提供。在一些实施例中,所述图形表示可以是所述矢量场的基于小路径的图形表示。

[0013] 在实施例中,所述显示所述空间时间信息可以包括显示一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的所述幅值和所述角度中的所述至少一个根据时间的曲线图。在一些实施例中,所述空间时间信息的所述显示可以包括显示所述一个或多个用户选择的点处的所述流体流动的方向的视觉表示,并且所述视觉表示可以被动地更新以反映所述流体流动的所述方向的时间变化。在进一步的实施例中,所述流体流动的所述方向的所述视觉表示可以是所述一个或多个用户选择的点处的所述速度矢量的所述轴向分量与所述速度矢量的所述横向分量的曲线图的形式。在更进一步的实施例中,所述空间时间信息的所述显示可以包括显示针对所述流体流动的所述幅值和所述角度的信息,并且其中,针对所述流体流动的所述幅值和所述角度的所述显示的信息响应于从对象中的感兴趣区域(ROI)接收的所述信号而被实时同步地更新。如本文中描述的,一个或多个点可以由用户来选择,并且可以为所述选择点提供空间时间信息。在一些范例中,所述选择点可以包括图像中的多个相邻点(例如,点的团簇或选择区域),并且空间时间信息可以针对所述选择区域中的每个点个体地或针对所述选择区域中的所有点共同地(例如,作为平均值)被显示。在本公开的实施例中,显示的空间时间信息和矢量场的图形表示可以响应于从所述ROI接收的实时信号而被实时同步地更新。在一些实施例中,所述矢量场数据的所述图形表示可以包括矢量图,所述矢量图包括流动掩模层和矢量可视化层,所述流动掩模层描绘对应于该帧中的所述矢量场数据的区域,所述矢量可视化层图示该帧中的所述矢量场数据中的速度矢量中的至少一些的至少部分轨迹。

[0014] 在一些实施例中,所述方法可以还包括估计所述流体的高度速度分量以获得针对体积感兴趣区域(ROI)的三维(3D)矢量场数据。在此类范例中,所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息与所述图像的所述同时显示可以包括显示与所述3D矢量场数据叠加在一起的所述体积ROI的3D图像。

[0015] 根据本公开的方法或其步骤的中的任一个可以被实施在非瞬态计算机可读介质中,所述非瞬态计算机可读介质包括指令,所述指令在被执行时,可以使医学成像系统的处理器执行本文中实施的方法或方法。

附图说明

- [0016] 图1是根据本公开的可视化和量化系统的方框图。
- [0017] 图2是根据本公开的进一步范例的可视化和量化系统的方框图。
- [0018] 图3是根据本公开的范例生成的超声图像,所述超声图像包括与矢量流图像叠加的背景B模式图像,所述矢量流图像可视化人类心脏的左心室内的血流型式。
- [0019] 图4示出了超声图像数据的两个相继帧的一部分和用于更新帧中的基于小路径的信息的技术的图示。
- [0020] 图5示出了显示根据本公开生成的一组范例图像的显示单元的截屏,所述截屏显示了血管中的相对平滑的血流。
- [0021] 图6A和6B示出了显示根据本公开生成的其他组范例图像的显示单元的另一截屏,所述截屏示出了人类颈动脉内的更湍流的血流型式。
- [0022] 图7A、7B和7C示出了使用其他VFI可视化技术生成的矢量流图像的额外范例。
- [0023] 图8示出了根据本公开的进一步范例的超声成像系统的方框图。

具体实施方式

[0024] 对于某些示例性实施例作出的以下描述实际上仅是示例性的,并且绝不意在限制本发明或其应用或用途。在对于本系统和方法的实施例作出的以下详细描述中,参照附图进行说明,其中,附图形成本发明的一部分,并且在附图中,经由图示说明,示出了可在其中实施所述系统和方法的具体实施例。对这些实施例进行充分详细的描述,使得本领域技术人员能够实施当前公开的系统和方法,并且将会明白的是,可利用其它实施例,并且可以在不背离本系统的精神和范围的情况下进行结构和逻辑改变。

[0025] 用于可视化血流的常规技术依赖于多普勒估计方法,其仅能够提供沿着轴向方向的速度估计。在多普勒成像中,估计血流的方向的二值输出(即,朝向或远离超声波束)和沿该方法的速度的幅值,这不能为临床医生提供足够的信息,特别是在理解复杂血流是至关重要的应用中。矢量流成像技术已经出现来解决常规多普勒的一些缺点。矢量流成像(VFI)提供了血流速度的独立于角度的多方向速度估计。

[0026] 根据本文中的范例,被配置用于VFI的系统可以包括,作为常规的多普勒处理器的替代或额外于常规的多普勒处理器,矢量流处理器,所述矢量流处理器执行感兴趣区域(ROI)内的流动估计,以独立地获得所述ROI内的任何给定位置处的速度矢量的轴向速度分量和横向速度分量。根据轴向和横向速度估计,所述ROI内的任何给定位置处的速度的幅值和角度能够获得并且被可视化。矢量流估计可以根据任何已知的技术来执行,例如使用横向振荡方法、合成孔成像、或超快或连续成像,例如,如在Evans等人(“Ultrasonic colour Doppler imaging,” Interface Focus, vol.1, no.4, 第490-502页, 2011年8月)和Jensen等人(“Recent advances in blood flow vector velocity imaging,” 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium, 2011, 第262-271页)的出版物中描述的,为了任何目的,这些出版物的内容以引用方式被完全并入本文。已经意识到,在提供实时矢量流数据方面,由于现在通过该新的成像技术可获得的大量信息,VFI存在新的挑战。例如,在湍流流动的情况下,例如在经常观察到这种快速变化的分叉或瓣膜附近,流动速度和方向会快速地变化,这会使通过简单地可视化矢量流场来感知所有临床相关的细节变得困难。为了

感知血流中的临床相关的变化,临床医生会需要观察缓慢移动的电影回放或研究矢量场的静止帧,这会是耗时的且繁琐的。用于提高矢量流数据的可视化和量化的新解决方案可以经由本文中描述的系统和方法来获得,这能够改善VFI成像的临床实用性。

[0027] 图1示出了根据本公开的一些范例的超声成像数据的可视化和量化的系统。该系统包括显示单元110和处理器120。处理器120可以被通信地耦合到超声成像装置130以接收超声成像数据,例如当对象正被以超声的方式扫描时实时接收的超声成像数据。超声成像装置130(在本文中也被称为超声扫描器)可以包括超声阵列132和波束形成器134,超声阵列132可以被容纳在外部或血管探头中,波束形成器134可以在成像控制器的控制下操作以引导超声波束并且使用超声阵列132从对象(例如,患者)接收超声回波,超声回波然后被波束形成并且被传输到一个或多个处理器用于进一步处理和图像生成。在一些实施例中,处理器120和/或显示单元110或其部件(诸如处理器122、124和126中的一个或多个)可以与超声成像装置130集成,超声成像装置130可以例如是由PHILIPS提供的超声成像系统中的任一种,诸如SPRAQ或EPIQ超声系统。在一些范例中,处理器120可以额外地或替代地被配置为接收超声成像数据,例如来自在数据的可视化和量化之前由临床医生执行的成像阶段的成像数据,并且超声成像数据已经被存储在存储器(例如,影像归档和通信系统(PACS)的存储器存储设备)中用于随后由处理器120访问。

[0028] 处理器120可以被配置为生成用于显示在显示单元110上的超声图像112。为此目的,处理器可以包括B模式处理器122和多普勒处理器124,B模式处理器122被配置为生成B模式图像,多普勒处理器124被配置为生成多普勒图像(例如,彩色流多普勒、谱多普勒和功率多普勒(诸如Color Power Angio(CPA))图像)。在一些范例中,图像可以被显示为从多个成像模式获得的成像数据的叠加。例如在双功能(例如,B模式/多普勒)成像中,解剖结构的灰度图像(即,B模式图像)可以与彩色流多普勒数据叠加以提供例如彩色流多普勒图像。根据本公开,处理器120可以包括矢量流处理器126,矢量流处理器126被配置为基于超声成像数据(例如,实时或预存储的成像数据)生成矢量流成像数据,该数据可以被叠加在背景D-模式图像上,类似于B模式/多普勒双功能成像。在一些实施例中,该系统可以仅包括矢量流处理器,而B模式图像数据和/或图像和多普勒图像数据和/或图像由超声扫描器生成并且被存储在存储(例如,PACS)中,用于访问和与由可视化系统生成的矢量流成像数据叠加。在其他实施例中,B模式、多普勒和矢量流成像数据被实时生成,并且可视化和量化可以被实时执行(即,在超声成像数据的采集期间)。在一些实施例中,系统100的处理器(例如,B模式处理器122、多普勒处理器124和矢量流处理器126)中的一个或多个的功能性可以被集成到单个或更少数量的处理器内,诸如可操作为执行本文中描述的这些处理器的功能的专门编程的CPU或GPU。

[0029] 从矢量流成像数据提取的信息可以以矢量流可视化数据(例如,2D或3D矢量图)和/或空间时间可视化数据的形式被绘制在显示单元110上。矢量流可视化数据提供矢量场的图形表示,矢量场的图形表示可以是以2D或3D矢量图的形式。空间时间可视化数据提供关于根据时间可视化的一个或多个速度矢量的量化信息的图形表示。例如,空间时间可视化数据可以使用各种标绘图或曲线图(诸如根据时间的任何给定点(例如,用户选择的点)的速度矢量的幅值或角度的曲线图)被图形地表示,或被图形地表示为例如响应于用户输入而显示与更大矢量场隔离的单个或多个速度矢量的方向的动态地更新的曲线图。在一些

范例中,量化可以针对可以包括多个点或像素的小的选择区域被执行。在此类范例中,空间时间可视化数据可以包括多个迹线(即,针对选择区域中的该组点或像素中的每一个的迹线),并且多个迹线可以被呈现在单个曲线图中或在单独的曲线图中。在更进一步的实施范例中,空间时间信息可以在选择区域的多个点内进行平均,并且平均值的单个曲线图可以被提供在显示上。矢量流可视化数据和空间时间可视化数据可以与来自其他模式的成像数据同时显示(例如,并排或叠加),例如作为与B模式图像数据的叠加或并排显示。因此,根据本文中的范例,处理器120被配置为使显示单元110同时显示至少两种类型的成像数据112-1和112-2,如将会进一步描述的。

[0030] 由矢量流处理器126生成的矢量流成像数据可以使用任何合适的可视化技术来实现,诸如基于固定箭头的、基于自由箭头的和基于小路径的可视化。对于固定箭头的可视化,流动速度的幅值通常被编码为颜色强度,并且与箭头的长度成比例。流动速度的方向通常通过箭头和颜色两者来示出。箭头的尾部在空间中是固定的。对于基于自由箭头的可视化,自由箭头用来动态地跟踪血流。流动速度的幅值通常被颜色编码,并且与箭头的长度成比例。流动速度的方向通过箭头来指示。

[0031] 在VFI的背景下,流线可以被定义为即时与流动的速度矢量相切的曲线族,并且路线能够被定义为流动颗粒将会在流动期间如实地遵循的轨迹族。对于基于小路径的可视化,流动轨迹的动态曲线追踪通过弧形小路径来实现。小路径能够被视为当距顶端的距离超过给定阈值时开始逐渐消失的路线的短的前段或部分,所述给定阈值被定义为小路径长度。流动速度的幅值被颜色编码,并且与小路径的长度成比例。流动速度的方向通过小路径的移动方向来指示。总的来说,在三种可视化方法之中,基于小路径的可视化可以被认为是最直观的方法,具有代替针对VFI的其他可视化方法的可能性。

[0032] 图2示出了用于矢量流数据的可视化和量化的系统200的范例。图2中的系统200可以利用基于小路径的可视化或任何其他合适的技术来可视化矢量场。系统200可以包括矢量流处理器203,矢量流处理器203被耦合到超声成像数据的来源。例如,可以响应于以超声的方式扫描感兴趣区域201而从超声成像装置(例如,超声扫描器)接收(例如,实时)超声成像数据202。在一些范例中,矢量流处理器203可以被通信地耦合到B模式处理器205。B模式处理器也可以被耦合到超声成像数据的来源,以生成用于与矢量流数据一起显示的背景灰度图像。矢量流处理器203可以额外地或替代地被耦合到数据存储设备207(例如,超声成像装置或PACS的存储器),数据存储设备207可以存储超声成像数据和/或B模式图像。

[0033] 根据本文中的范例,矢量流处理器203可以被配置为生成表示感兴趣区域(ROI)中的血流的矢量场的图形表示。例如,矢量流处理器203可以包括速度矢量估计器210、可视化处理器220和帧缓存230(也被称为VFI存储器230)。帧缓存230可以存储在VFI过程的各个阶段处使用的数据的帧。例如,帧缓存230可以存储由速度矢量估计器210生成的矢量场数据的帧。帧缓存230可以在可视化数据的帧被叠加在背景图像上和/或与其他图形信息(例如,注释)组合之前存储可视化数据的帧以供显示。如本文中描述的,速度矢量估计可以由速度矢量估计器210根据任何合适的技术来执行,若干任何合适的技术已经被开发并且能够在本文中用来获得针对ROI的速度矢量场。在一些范例中,超快多普勒成像(例如,使用平面波成像)可以在足够高的脉冲重复频率(PRF)下被执行,以便获得足够高的帧率来实现速度矢量估计。在矢量估计过程(其在本公开的范围之外,因为它可以使用已知的矢量提取技术来

实施)结束的时候,针对每个图像帧的矢量场215可以被生成,并且被传到帧缓存230。矢量场帧数据232可以被存储在缓冲器230中直至它被可视化处理器220访问用于生成矢量流图像226。

[0034] 根据本文中的范例,矢量流处理器203可以被配置为使系统的显示单元(252)显示被叠加在ROI的B模式图像上的矢量场(例如,矢量图)的图形表示的超声图像。矢量流处理器203可以例如响应于经由用户接口250的控制面板254接收的用户输入253而接收在矢量场内的选择区域的指示。矢量流处理器203可以被配置为然后更新超声图像以显示关于选择区域处的矢量场的空间时间信息。例如,可视化处理器220可以包括被配置为产生矢量流可视化数据226-1(例如,矢量图)的矢量图处理器222,并且可以还包括被配置为生成空间时间可视化数据226-2(例如,随着时间被动态地更新的矢量量值的曲线图)的量化处理器224。以与传统的双功能彩色流或功率多普勒图像类似的方式,背景B模式图像206(例如,实时或存储的B模式图像)可以与矢量流可视化数据226-1(例如,矢量图)叠加,并且在双功能B模式/VFI模式中被显示。空间时间可视化数据226-2可以与双功能B模式/VFI模式图像的显示同时提供。

[0035] 如将会进一步描述的,可以在矢量场中的一个或多个选择点处提供空间时间信息。用于量化的点可以由用户选择。例如,包括单个点的选择区域可以通过在显示的矢量场内的任何期望位置处的单击来选择。在包括用于量化的单个点的区域的选择后,对应于选择点的单个迹线将会被提供在显示上。额外点可以随后由用户以相同的方式来选择,例如,通过点击显示的矢量场内的任何其他点,响应于此,对应于额外选择点的额外迹线将会被添加到空间时间显示。包括多个点的选择区域可以由用户通过将光标放置在显示的矢量场内的任何期望位置处并且拖曳光标以定义要被包括在选择区域中的像素的期望分组来选择。在多个点的区域的选择后,在该区域内平均速度信息的单个迹线将会被显示,或多个迹线(选择区域中的每个点一个)可以被提供在空间时间显示中。

[0036] 备选地或此外,点可以由系统(例如,由矢量流处理器203)诸如基于针对给定临床引用的预设的缺省或基于矢量流数据的评价来自动选择。例如,在后者的情况下,矢量流处理器203可以对矢量流数据的一组相继帧进行采样,以识别矢量场中的表现出湍流的一个或多个位置,并且选择最大湍流的位置处的点。在其他范例中,诸如当成像通过血管的相对层流的流动时,该系统可以缺省沿着血管的中心线的位置处的选择点,血管的中心线可以使用图像处理技术(例如,分割)来识别。在其他实施例中,图像处理技术可以用来识别正被成像的ROI的临床相关的标志,并且将(一个或多个)选择点定位在临床相关的标志中的一个或多个。缺省的选择点可以用来最初提供空间时间信息,直至用户移动/移除缺省点和/或选择另一点。在一些实施例中,空间时间信息可以仅在用户已经选择矢量场中的一点之后(例如,在矢量场的可视化已经被提供给用户之后)被显示。在此类范例中,一旦用户选择一点,显示矢量流可视化数据的超声图像就可以被更新,以与矢量流可视化数据的继续显示同时提供空间时间信息,两者都可以被实时更新。在空间时间信息最初未被提供的一些实施例中,占位符图形元素(例如,显示关于要被提供的信息的轴线或其他信息(诸如标签)的空白曲线图窗口)可以被提供在显示上,并且占位符图形元素可以仅在用户已经选择用于量化的期望点之后利用空间时间信息来更新。

[0037] 在进一步的实施例中,空间时间信息可以是通过血管的血流的量或准(即,2D)流

率或体积流率,其可以根据矢量流数据来估计。例如,该系统可以接受沿着血管的长度的位置的指示,并且定义流动边界(例如,在2D的情况下线或在3D可视化的情况下地区)。在其他实施例中,该系统可以在沿着血管的长度大致居中的位置处或在成像的ROI内的最高湍流的位置处定义边界。边界可以被定义为使得它大致垂直于选择位置处的管腔或它可以与轴向方向大致对齐。该系统然后可以估计经过边界的流动的量,并且根据时间绘制该估计。在一些实施例中,该系统可以跨过边界提供矢量流信息的空间时间显示,例如通过根据时间在沿着边界的每个点处绘制速度的幅值的值(该信息能够被绘制在y轴上)。此外,该空间时间显示可以被颜色编码,以还跨过边界在每个空间位置处提供流动的角度。还可以提供其他空间时间显示,以可视化可以帮助血管疾病(例如,斑块严重性和/或斑块破裂的风险)的诊断的跨过或沿着血管的流量。

[0038] 在一些实施例中,可视化和量化系统(例如,系统200)的处理器(例如,矢量流处理器203)可以被配置为生成矢量场的基于小路径的表示。图3-5图示了矢量场根据一些范例的基于小路径的图形表示的范例。虽然参考图3-5描述了使用基于小路径的可视化的范例VFI技术,但是应理解,本文中描述的可视化和量化系统和方法不限于使用基于小路径的可视化的实施方式,并且能够类似地与其他矢量流成像可视化技术一起使用。其他VFI技术(包括但不限于基于固定箭头的或基于自由箭头的技术)也可以被使用。

[0039] 在基于小路径的可视化的情况下,矢量流可视化数据226-1可以以矢量图301的形式来提供,矢量图301包括如在图3中图示的两个部分:1)流动掩模层305,其以具有期望基准透明度(例如50%)的主要颜色(例如,暗红或另一种)描绘流动区域,以便不完全模糊背景图像(B模式图像206),以及2)矢量场层307,其图示流动颗粒的轨迹309,在该范例中轨迹309使用小路径来示出。

[0040] 在一些实施例中,矢量流针对其估计的流动区域被获得,并且因此所执行的矢量流可视化可以诸如响应于成像的ROI内的子区域的用户选择而被用户定义。在此类范例中,流动掩模层305并且因此矢量场层307的尺寸和形状被用户定义。由用户针对矢量流可视化选择的区域不与可以包括矢量流可视化区域内的单个点或点的子集的用于量化的随后选择区域混淆。在其他实施例中,矢量流可视化针对其被执行的流动区域可以由系统自动定义,例如,使用图像分割或其他合适的图像处理技术诸如来识别血管壁的范例。在此类范例中,该系统(例如,矢量流处理器203)可以定义包括成像的血管内部的地区的流动区域,并且因此流动掩模层305和矢量场层307针对系统定义的流动区域内的所有点/像素被产生。

[0041] 在更进一步的实施例中,矢量流可视化针对其被执行的流动区域可以由该系统(例如,矢量流处理器203)基于可用的血流速度数据(即,基于与任何给定帧中的检测到的血流相关联的图像中的点/像)来自动定义。在此类范例中,该系统可以生成针对系统定义的流动区域的流动掩模层305和对应的矢量场层307,通过在流动区域内包括速度估计在任何给定帧中都可获得的图像中的所有点/像素。在此类范例中,该系统(例如,矢量流处理器203)可以自动地更新矢量流图像以反映血流速度数据的时间变化。即,因为血流从帧到帧发生变化(例如,响应于心脏周期的不同阶段),流动掩模层305和对应的矢量场层307可以从帧到帧被动态地更新以反映这种变化。因此,显示的矢量场图可以在不同的帧中具有不同的形状或尺寸(参见例如图6A和6B)。这些或其他合适的技术中的任一种的组合可以用来定义流动区域。

[0042] 如所描述的,用于可视化矢量场的小路径可以被生成并且被实时更新(例如,矢量流可视化数据的帧可以针对图像数据的每个帧被生成),并且被叠加在流动掩模上以产生矢量流图像,矢量流图像然后被叠到对应的B模式图像帧上用于显示(例如,在显示单元252上)。以此方式,例如,通过实时更新小路径,矢量流图像可以提供跟踪的颗粒(例如,血流)的移动的视觉提示。当距顶端的距离超过给定阈值时,每个小路径开始逐渐消失。即,小路径的头部总是比尾部更不透明的,使得即使在静态图像中小路径的移动(即,流动方向)也能够更容易识别,而不包括会使显示杂乱的箭头。此外,小路径可以被颜色编码,和/或小路径长度可以与速度幅值成比例,这两个特征帮助用户更容易地可视化速度幅值。

[0043] 图4示出了基于小路径的矢量图的两个相继帧401(即,帧N和N+1)的部分放大图像,基于小路径的矢量图包括小路径403-1和403-2。矢量图中的小路径以及矢量图一般可以使用若干参数来定义,包括小路径的长度(备选地或额外地且可选地,持续时间)、宽度和密度、新的小路径的生成率(或备选地老小路径的消失率)、用于小路径的绘制的颜色范围、显示帧率、以及流动掩模的透明度和颜色,这些参数中的任一个可以是用户可配置的(在成像之前或期间)以获得期望的可视化效果而不损害系统的诊断性能。

[0044] 为了生成小路径,最初矢量场数据的多个帧被保存,并且小路径针对每个帧被生成,例如通过在该多个初始帧内内插跟踪的颗粒的轨迹。对于每个随后帧,小路径基于与随后帧相关联的速度矢量数据来更新。例如,在图4A和4B中,小路径403-1和403-2图示了两个跟踪的流动颗粒的轨迹的前部分,两个跟踪的流动颗粒中的一个的最后若干位置通过点N+1、N、N-1、N-2、N-3、N-4和N-5来示出,为了图示,点N+1、N、N-1、N-2、N-3、N-4和N-5被如此标记以指示它们与之相关联的帧。每个帧中的最前点指示跟踪的颗粒在该帧中的估计位置。每个帧中的小路径的最前点(例如,帧N中的点N和帧N+1中的点N+1)被称为小路径的头部405。小路径可以每一个帧被更新以反映颗粒到新位置的移动,并且因此该移动可以通过改变小路径的头部405在每个更新帧中的位置而被可视化在显示上。跟踪的颗粒并且因此头部405的新位置使用角度独立的速度估计(即,在2D图或轴向的情况下轴向速度分量和横向速度分量,在3D图的情况下横向和高度速度分量)来计算,角度独立的速度估计能够实时或在可视化之前获得。例如,跟踪的颗粒的轴向位移可以被计算为 V_z/fFR ,并且跟踪的颗粒的横向位移可以被计算为 V_x/fFR ,其中 V_x 是横向速度(m/s), V_z 是头部的轴向速度(m/s),并且 fFR 是跟踪帧率(Hz)。连续且平滑的小路径通过这些离散圆点的内插(线性或立方)来生成,并且然后被显示为无混叠线。

[0045] 随着时间,颗粒的轨迹的尾端逐渐消失,例如,以减少显示上的杂乱,并且仅轨迹的前部分被示出在显示上。显示的小路径的尾端被称为小路径的尾部407。小路径(例如,小路径403-1和403-2)可以基于不同位置处的速度幅值被颜色编码(即,颗粒在之前帧中的位置与颗粒在当前帧中的位置之间的每个节段409可以反映颗粒在当前帧中的估计的速度幅值)。针对矢量图的颜色图例311(参见图3)可以与矢量流图像同时显示。除了颜色编码之外,每个小路径的透明度可以在头部405处被线性地分布有最高不透明度,并且在尾部407处降至最低不透明度。透明度分布也可以在每个帧处被更新。即,当新节段409被添加在新帧中时,透明度可以在头部405处被线性地重新分布有最高不透明度(例如,50%或其他),并且在尾部407处降至例如100%透明度。透明度可以诸如在沿着小路径的长度的每个像素基础上或在每个节段基础上被线性地分布。以此方式,即使在静态图像中,小路径的透

明度分布也可以提高在识别流动方向方面的容易性。

[0046] 如之前描述的,每个小路径可以具有最大长度,最大长度可以是预设的或用户定义的。当小路径逐帧更新时,由于新节段在头部处的添加同时维持相同的尾部,它在每个帧中在长度上生长。一旦小路径到达其最大长度(例如,在被更新一定数量的帧之后),它就通过删除颗粒的最老位置并且因此最后节段(也被称为尾部节段)来维持比最大长度更短的长度。如果小路径进一步通过持续时间来定义,在小路径被更新的每个帧的情况下,小路径的寿命变量被递增直至给定小路径的寿命变量到达最大寿命,此时小路径从显示中移除。例如,备选地或此外,每个小路径可以具有寿命,当小路径被创建时,所述寿命能够使用在最大小路径长度与最大寿命之间随机生成的整数变量来定义。对于每个帧(例如,每当小路径被更新时),小路径的寿命被减1。一旦寿命到达零,小路径就从矢量图中删除。新的小路径可以同时或在不同的帧中被创建,其中另一随机寿命被分配给它。利用该寿命特征,小路径的平衡的空间分布可以被维持。

[0047] 对于任何随后帧,小路径可以使用迭代过程来更新。当输入(例如,阵列变量(包括横向位置(x)、轴向位置(z)、横向速度 V_x 和轴向速度(V_z))和两个整数变量(包括“小路径的头部”和“小路径的寿命”))被矢量流处理器接收时,检查小路径的位置和寿命。如果小路径位于流动区域内,并且其寿命大于零,那么它被定义为活跃小路径。如果小路径移动至流动区域之外,或其寿命为零,那么它被定义为失活小路径。对于任何活跃小路径,新头部基于速度图来计算,并且寿命被减1。任何失活小路径都从显示中删除。失活小路径可以用新小路径来代替,例如,通过为代替小路径随机地生成新位置和新寿命。在针对每个小路径的数据结构被更新之后,矢量流处理器可以生成(例如,通过内插)平滑且连续的无混叠线以可视化小路径。对应于每个小路径的线的颜色基于速度幅值来编码,并且颜色编码的小路径的透明度沿着其长度(即,从小路径的新头部到新尾部)进行分布以便绘制在显示上。

[0048] 回来参考图2,该系统可以包括显示单元252,显示单元252可以是机器-用户接口250的一部分,机器-用户接口250可以包括用户控制单元842(例如,控制面板)。在一些实施例中,用户控制单元和显示单元252被集成在触敏显示器中,所述触敏显示器可操作为显示图像251和接收用户输入两者。响应于用户输入的命令253可以被传输到矢量流处理器203例如用于控制空间时间图像数据的生成和/或显示的其他方面。

[0049] 现在还参考图5和6,超声图像的范例被本公开的可视化和量化系统(例如系统200)生成用于显示。该系统可以被配置为显示包括至少两个图像成分的超声图像,其中一个包括矢量流可视化数据,另一个包括空间时间数据。在一些范例中,多个空间时间图像成分可以被包括在超声图像中,以提供关于多个不同参数的量化信息或以不同的方式可视化同一参数。

[0050] 图5示出了来自根据本文中的范例建立的系统的显示单元(例如显示器252)的截屏501。截屏包括血管的超声图像510。图像510包括矢量场的图形表示(在显示器的窗口A中)和与矢量场相关联的空间时间信息(在显示器的窗口B和C中)。图5中的图像中的标签A、B和C被提供仅仅是为了便于图示并且为了便于本公开的理解,并且可以不存在于本发明的实施例中。图5中的窗口A图示了包括矢量场的图形表示(在此情况下基于小路径的矢量图513)的第一图像元素512。矢量图513可以根据本文中的范例(例如,如参考图3和4描述的)被生成和更新(例如,实时)。矢量图513被叠加在成像的ROI的背景B模式图像515上。图5中

的窗口B和C图示了图像的额外元素514和516,具体地提供关于在窗口A中可视化的矢量场中的一个或多个点的量化信息的图像元素。具体地,窗口B包括根据时间的针对选择点中的每一个的速度矢量的幅值的曲线图。在该图示的范例中,两个点已经被选择(例如,选择点522和523),并且在窗口B中示出了两个曲线(分别对应于点522和523的时间迹线532和533)。曲线532和533中的每一个根据时间(以秒为单位,如在x轴上示出的)追踪每个选择点处的速度幅值(以cm/s为单位,如在y轴上示出的)。在该图示的范例中,通过血管的血流是相对层流的(即,跨过管腔的在流动方向上没有太多变化),并且在显示的时间序列内表现出相对恒定的速度幅值,除了由于心脏周期的预期的速度幅值的变化(例如,如通过在序列中的大约.4秒的心脏收缩后的流动速度的增加表明的)。如将会进一步图示的,在其他血管中可以观察到更湍流的血流,诸如在颈动脉分叉附近(参见例如图6A和6B)和/或在血管中存在斑块的情况下。本文中描述的可视化工具可以在此类情况下提取关于血流的临床有用的量化信息方面是特别有用的。

[0051] 在使用中,用于根据本公开的用于可视化和量化血流的系统可以操作如下。一旦例如用于生成B模式图像和速度估计例如以生成矢量流信息的回波幅值检测已经被执行,该系统就可以绘制超声图像,诸如图5中的图像510。这可以实时(即,当成像对象时)或在成像数据的采集之后发生。在一些实施例中,最初(例如,在接收选择矢量场中的至少一个点的用户输入之前),图像510可以仅包括图像元素512。在其他实施例中,可以不提供任何空间时间信息的占位符元素514和516可以被包括,并且仅在要被量化的区域(例如,点)的选择之后被填入迹线。在更进一步的范例中,最初可以提供矢量流和空间时间信息两者(例如,在系统自动选择用于量化的区域的情况下)。

[0052] 在随后的步骤中,该系统可以接收选择区域的指示(例如,例如响应于单击或指针在图像510中的矢量流显示内的拖曳而选择的单个点或点的团簇)。矢量流显示可以在用户选择时被实时更新,或者用户可以冻结显示并在冻结的帧中进行选择。一旦进行了选择,如果之前冻结的话,(窗口A中的)矢量流图像就可以自动解冻,并且该系统可以添加或开始更新图像的空间时间元素(例如,在窗口B和C中示出的元素514和516)。矢量流图像以及空间时间图像可以继续同步地更新直至时间序列的结束,并且在实时可视化的情况下,当数据正被该系统采集时,更新在所有窗口中实时同步地发生。

[0053] 可以使用多种图形元素来提供空间时间显示。例如,该系统可以被配置为使得显示曲线图,其随着时间追踪变化的速度幅值(例如,如在窗口B中示出的)。在其他实施例中,代替幅值,速度矢量的角度可以根据时间被显示在窗口B中,或额外的曲线图可以被提供以根据时间同时显示角度。在一些实施例中,角度可以使用在窗口C中示出的类型的曲线图来视觉地表示。在窗口C中的曲线图中,选择点522和523中的每一个处的流动方向通过相应的箭头542、543来可视化,箭头542、543通过速度矢量的轴向分量(y轴)与速度矢量的横贯或横向分量(x轴)来定义。如同任何其他空间时间图像元素,窗口C中的曲线图与图像的其他元素(例如,窗口A和B)同步更新,以提供对经过选择的点的单个或少量血流速度矢量的动态视觉表示。

[0054] 在一些范例中,该系统可以被配置为作为输入接收对多个点的选择,所述多个点可以被同时(例如,以小的子区域或点的团簇的选择方式)或顺序地(例如,一个点在另一个之后被选择)被接收,并且空间时间显示可以响应于进行任何新选择而被更新。例如,如在

图5中示出的,用户也可以选择第二点523,第二点523由用户在点522的选择后进行选择。在额外点的选择后,该系统将额外迹线添加到空间时间显示以提供关于额外选择点的量化信息。备选地或此外,该系统可以被配置为接收包括点的团簇或像素的选择区域的指示(例如,通过在矢量场内拖曳光标以定义选择区域),在此情况下针对该区域中的每个点的多个迹线可以被同时显示,或单个平均迹线可以依据该系统的具体预设或用户配置来提供。

[0055] 图6A和6B示出了来自根据本文中的范例建立的系统的显示单元(例如显示器252)的额外的截屏501'和501"。这些截屏图示了颈动脉的超声图像和在心脏周期的各个阶段通过其中的血流的可视化。类似于图5中的图像,图6A和6B中的截屏中的每一个中的超声图像510包括多个图像元素(例如,元素512、514和516),所述多个图像元素可以提供矢量场的图形表示(例如,元素512中的矢量流图像)和与矢量场相关联的空间时间信息(例如,根据时间的速度幅值的迹线532'和533'和通过相应点522'和533'处的箭头542'和543'表示的关联的速度角度)。不像图5中的相对层流的流动,颈动脉球处的流动是更湍流的,如在图6A和6B中的图像中看见的,并且能够使用本文中描述的技术在特定的选择点处更容易地察觉和量化速度幅值和方向的变化。

[0056] 图7A-7C图示了能够被本文中描述的系统用于矢量流可视化的不同VFI成像技术。虽然在本文中的各种图示的范例中示出了二维(2D)矢量场,但是应理解在一些实施例中,可视化和量化系统(例如,系统200)的处理器(例如,矢量流处理器203)可以被配置为还估计除了轴向和横向分量之外的ROI中的血流速度的第三速度分量(例如,高度分量),以便产生三维(3D)矢量场的图形表示(例如,3D矢量图)。3D矢量图可以被叠加在体积ROI的3D图像上以提供对超声数据的3D绘制。根据已知的技术,可以获取通过成像的体积区域的切片,并且矢量流可视化和量化可以在选择图像或切面平面处被执行,并且在一些情况下,被叠加在切面平面处的体积上。

[0057] 如本文中描述的,该系统的部件中的一个或多个可以是被通信地耦合到超声成像数据的来源的独立可视化系统的一部分,所述超声成像数据可以被预先存储或被实时接收。例如,显示器和处理器中的至少一个可以是与超声成像装置分开的工作站的一部分,并且可以被配置为根据实时或预先存储的超声成像数据生成超声图像。在另一范例中,根据本公开的用于可视化和量化的系统可以与被配置为采集超声回波的超声成像系统集成。例如,超声成像装置可以由包括显示器和处理器的超声诊断系统来提供,其中所述超声诊断系统被配置为当以超声的方式成像对象时实时生成并更新超声图像。

[0058] 图8示出了根据本公开的超声系统800的方框图。系统800的一些或所有部件可以用来实施本文中描述的可视化和量化系统中的任一个的部件,例如图1的超声成像装置。超声系统800可以包括超声换能器阵列。在图示的范例中,超声换能器阵列814被提供在探头812中。在一些范例中,阵列814可以使用均包括换能器元件的子阵列的多个贴片来实施,并且阵列814可以被配置为被舒适地放置在要被成像的对象上。阵列814可操作为朝向感兴趣区域发射超声,并且接收用于对感兴趣区域(ROI)进行成像的回波。多种换能器阵列可以被使用,例如,线性阵列、弧形阵列或相控阵列。阵列814可以包括例如能够在仰角和方位角维度上扫描用于2D和/或3D成像的换能器元件的二维阵列。

[0059] 阵列814可以被耦合到微波束形成器,微波束形成器可以位于探头中或位于超声系统底座中(例如,位于基于推车的系统(诸如由Philips提供的SPARQ或EPIQ超声系统)中)。

微波束形成器可以控制通过阵列的信号发射和接收。阵列814可以经由微波束形成器816被耦合到超声系统底座,微波束形成器816可以(经由有线或无线连接)被耦合到通常位于底座中的发射/接收(T/R)切换器818。T/R切换器818可以被配置为在发射与接收之前进行切换,例如,以保护主波束形成器822免受高能量发射信号的伤害。在一些实施例中,T/R切换器818和该系统中的其他元件的功能性可以被并入在探头内,诸如可操作为耦合到便携式系统(诸如由PHILIPS提供的LUMIFY系统)的探头。探头812可以使用有线或无线连接被通信地耦合到底座。

[0060] 超声脉冲从阵列814的发射可以由被耦合到T/R切换器818和波束形成器822的发射控制器820进行引导,发射控制器820可以接收来自用户接口824的用户操作的输入。用户接口824可以包括一个或多个输入设备(诸如控制面板842),所述一个或多个输入设备可以包括一个或多个机械控制装置(例如,按钮、编码器等)、触摸控制装置(例如,触控板、触摸屏等)和其他已知的输入设备。可以由发射控制器820控制的另一功能是波束被转向的方向。波束可以被操纵为从阵列814的发射侧直接向前(正交于阵列814的发射侧)或以不同角度被转向用于更宽视场。波束形成器822可以将来自个体贴片的多组换能器元件的部分波束形成的信号组合成完全波束形成的信号。波束形成的信号可以被耦合到信号处理器826。该系统800可以包括用于响应于由阵列814检测到的回波而生成超声图像数据的一个或多个处理器(例如,数据和图像处理部件被共同成为850),所述一个或多个处理器可以被提供在系统底座中。处理电路可以以软件和硬件部件方式来实施,包括被专门配置为执行本文中描述的功能以便生成超声图像并且为超声图像的显示提供用户接口的一个或多个CPU、GPU和/或ASIC。

[0061] 例如,该系统800可以包括信号处理器826,信号处理器826被配置为以各种方式处理接收的回波信号,诸如通过带通滤波、抽取、I和Q分量分离、以及谐波信号分离。信号处理器826也可以执行额外的信号增强,诸如纹波抑制、信号复合和噪声消除。经处理的信号可以被耦合到B模式处理器828用于产生B模式图像数据。B模式处理器能够采用幅值检测用于身体中的结构的成像。由B模式处理器828产生的信号可以被耦合到扫描转换器830和多平面重新格式化器832。扫描转换器830可以被配置为以它们以期望的图像格式被接收的空间关系布置回波信号。例如,扫描转换器830可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式、或锥体形或其他形状的三维(3D)格式。多平面重新格式化器832能够将身体的体积区域中的共同平面中的点接收的回波转换成该平面度的超声图像(例如,B模式图像),例如像在美国专利US 6443896 (Detmer)中描述的。体积绘制器834可以生成如从给定参考点观察到的3D数据集的图像,例如,如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中描述的。

[0062] 额外地或可选地,来自信号处理器826的信号可以被耦合到多普勒处理器852,多普勒处理器852可以被配置为估计多普勒频移并且生成多普勒图像数据。多普勒图像数据可以包括彩色流数据,所述彩色流数据可以与B模式(或灰度)图像数据叠加以便显示常规的双功能B模式/多普勒图像。在一些范例中,多普勒处理器826可以包括多普勒估计器,诸如自动关联器,其中速度(多普勒频率)估计是基于滞后自相关函数的自变量,而多普勒功率估计是基于零滞后自相关函数的幅值。运动也能够通过已知的相位域(例如,参数频率估计器,诸如MUSIC、ESPRIT等)或时域(例如,交叉关联)信号处理技术来估计。代替或除了速度估计器,与速度的时间或空间分布相关的其他估计器(诸如加速度或时间和/或空间速度

导数的估计器)能够被使用。在一些范例中,速度和功率估计可以经历阈值检测以减少噪声、以及分割和后处理(诸如填充和平滑)。速度和功率估计然后可以根据颜色图被绘制到显示颜色的期望范围。颜色数据(也被称为多普勒图像数据)然后可以被耦合到扫描转换器830,其中多普勒图像数据被转换为期望的图像格式并且被叠加在包含血流的组织结构的B模式图像上以形成彩色多普勒图像。

[0063] 根据本公开的原理,该系统800可以包括矢量流处理部件,所述矢量流处理部件包括速度矢量估计器854和VFI绘制器856。速度矢量估计器可以接收来自信号处理器826的信号,并且执行速度估计以获得角度独立的速度矢量数据,如本文中描述的。速度矢量数据(例如,矢量流场)可以被传到VFI绘制器856用于生成速度矢量数据的图形表示,所述速度矢量数据包括矢量场可视化数据和空间时间数据。来自扫描转换器830、多平面重新格式化器832、体积绘制器34和/或VFI绘制器856的输出(例如,图像)可以被耦合到图像处理器836,以便在被显示在图像显示854上之前进一步增强、缓冲和暂时存储。该系统可以包括图形处理器840,图形处理器840可以生成用于与图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加可以包含例如标准识别信息,诸如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数、以及其他标注。为了这些目的,图形处理器可以被配置为接收来自用户接口824的输入,诸如键入的患者姓名。尽管被示为单独的部件,但是本文中的处理器(例如,速度矢量估计器854和/或VFI绘制器856)中的任一个的功能可以被合并到其他处理器(例如,图像处理器836或体积绘制器834)内,导致单个或更少数量的分立处理单元。此外,虽然例如用于生成B模式图像或多普勒图像的目的的回波信号的处理参考B模式处理器和多普勒处理器来进行讨论,但是应理解,这些处理器的功能可以被集成到单个处理器内,所述单个处理器可以与矢量流处理部件的功能性进行组合。

[0064] 在使用诸如基于计算机的系统或可编程逻辑的可编程器件来实现部件、系统和/或方法的各种实施例中,应该意识到,上述系统和方法可以使用诸如“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”,“VHDL”等的各种已知或以后开发的编程语言来实现。相应地,可以准备各种存储介质,诸如磁性计算机盘、光盘、电子存储器等,其可以包含可以引导诸如计算机的设备以实现上述系统和/或方法的信息。一旦适当的设备访问存储介质上包含的信息和程序,存储介质就可以向设备提供信息和程序,从而使设备能够执行本文所述的系统和/或方法的功能。例如,如果向计算机提供包含适当材料(例如源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机磁盘,则计算机可以接收该信息,适当地配置其自身并执行在上面的图表和流程图中概述的各种系统和方法的功能以实现各种功能。也就是说,计算机可以从磁盘接收涉及上述系统和/或方法的不同元件的信息的各个部分,实现个体系统和/或方法并协调以上所描述的个体系统和/或方法的功能。

[0065] 鉴于本公开,要注意的是,本文描述的各种方法和设备可以以硬件、软件和固件来实现。此外,各种方法和参数仅通过范例而不是以任何限制意义被包括。鉴于本公开,本领域的普通技术人员可以实现本教导以确定它们自己的技术和实现这些技术需要的设备,同时保持在本发明的范围内。本文中描述的处理器中的一个或多个的功能性可以被并入到更少或单个处理单元(例如,一个或多个CPU)内,并且可以使用被编程为响应于可执行指令而执行本文中描述的功能的专用集成电路(ASICs)或通用处理电路。

[0066] 尽管本系统可能已经特别参考超声成像系统进行了描述,但也可以设想,本系统

可以扩展到其中以系统性方式获得一幅或多幅图像的其他医学成像系统。因此,本系统可用于获得和/或记录与肾脏、睾丸、乳房、卵巢、子宫、甲状腺、肝、肺、肌肉骨骼、脾脏、心脏、动脉和血管系统有关(但不限于此)的图像信息,以及与超声引导的介入有关的其他成像应用。此外,本系统还可以包括可以与常规成像系统一起使用的一个或多个程序,使得它们可以提供本系统的特征和优点。在研究本公开内容后,本公开的某些额外优点和特征对本领域技术人员而言显而易见,或者可以由采用本公开的新颖系统和方法的人员体验。本系统和方法的另一优点可以是常规医学图像系统可以容易地升级以并入本系统、设备和方法的特征和优点。

[0067] 当然,应该理解的是,本文描述的范例、实施例或过程中的任何一个可以与一个或多个其他范例、实施例和/或过程组合或分离,和/或根据本系统、设备和方法在分离的设备或设备部分中间执行。

[0068] 最后,上述讨论仅仅旨在说明本系统,不应将其解释为将权利要求限制到任何特定实施例或实施例组。因此,虽然已经参考示范性实施例特别详细地描述了本系统,但是也应该意识到,本领域普通技术人员可以设计出众多修改和替代实施例,而不偏离如在权利要求中所阐述的本系统的更广泛的和想要的精神和范围。因此,说明书和附图应被认为是说明性的,而不限制权利要求书的范围。

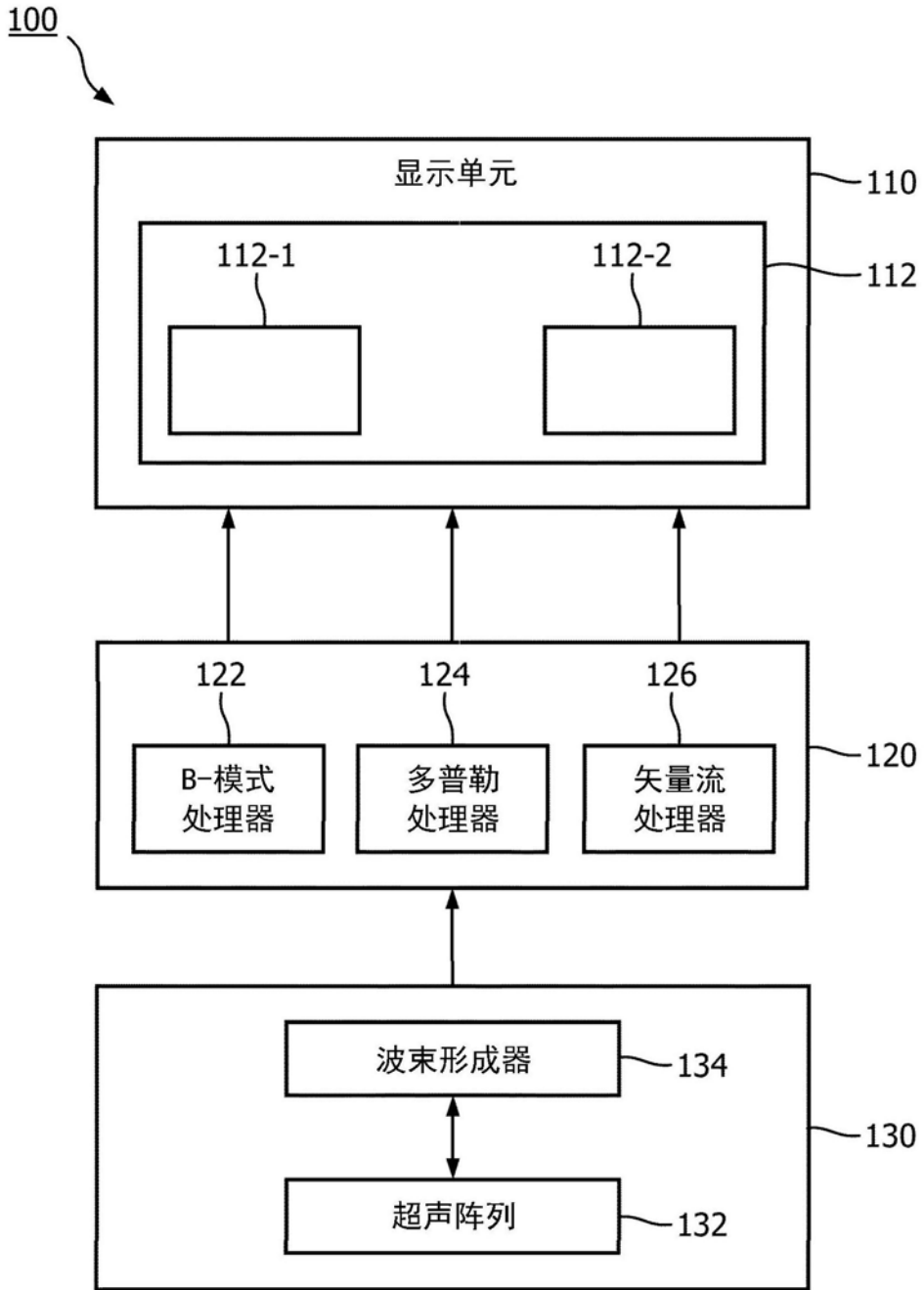


图1

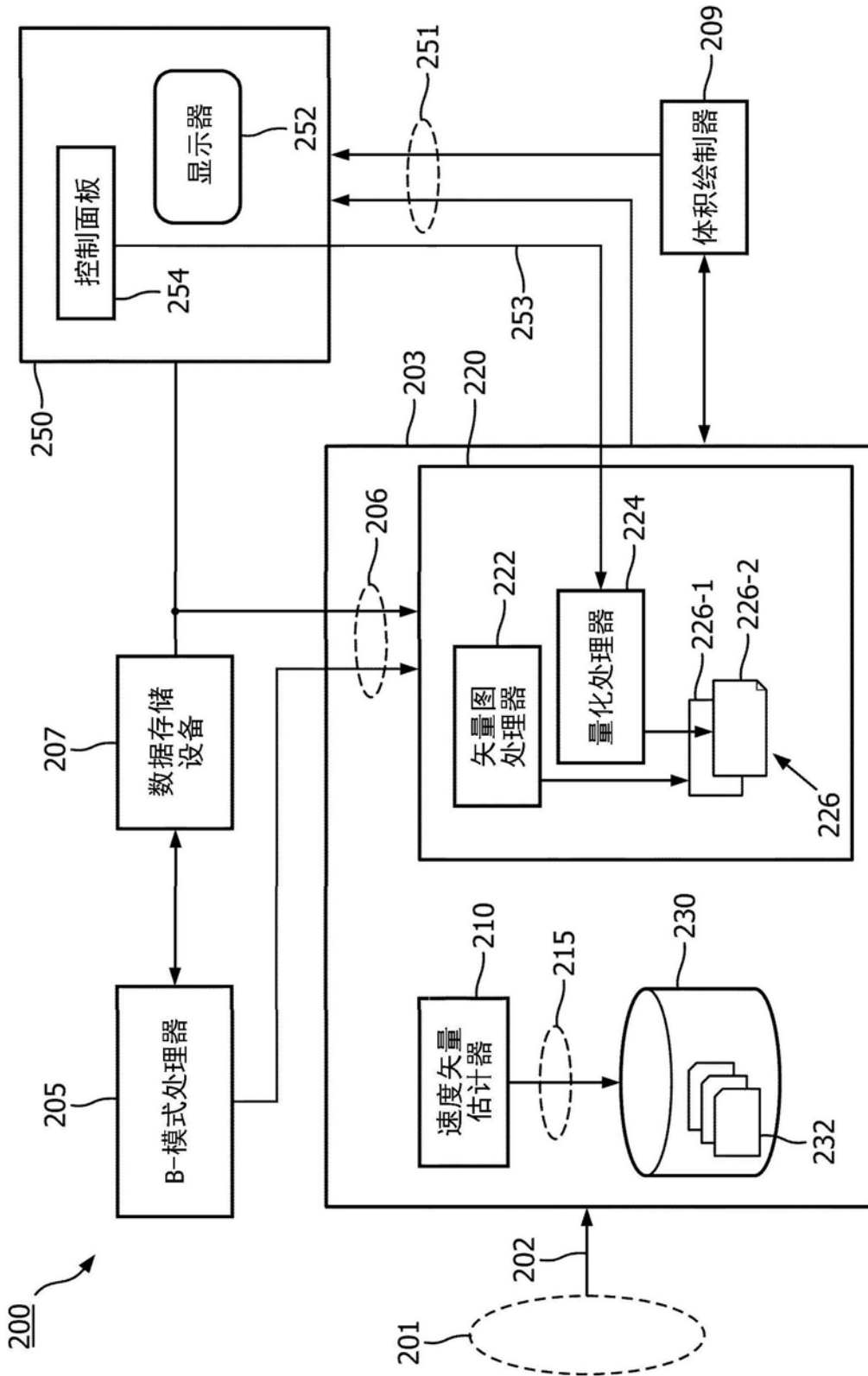


图2

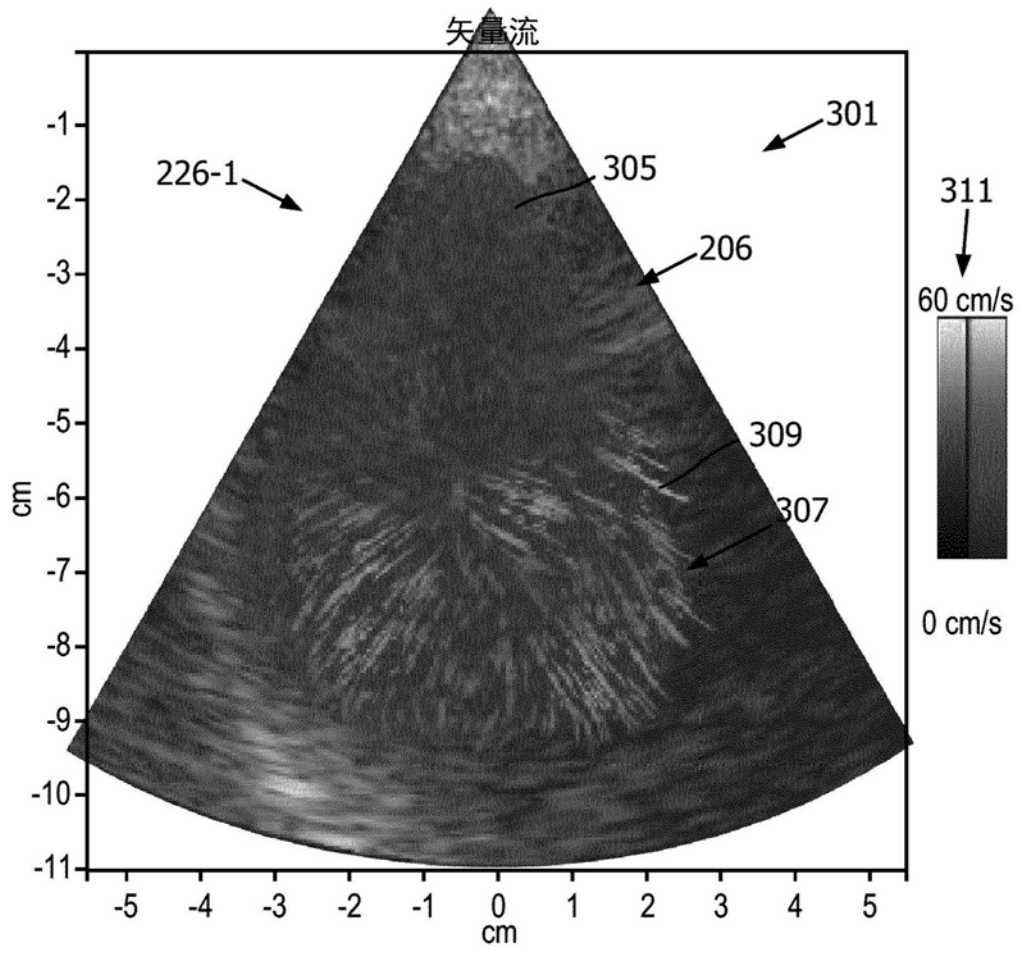


图3

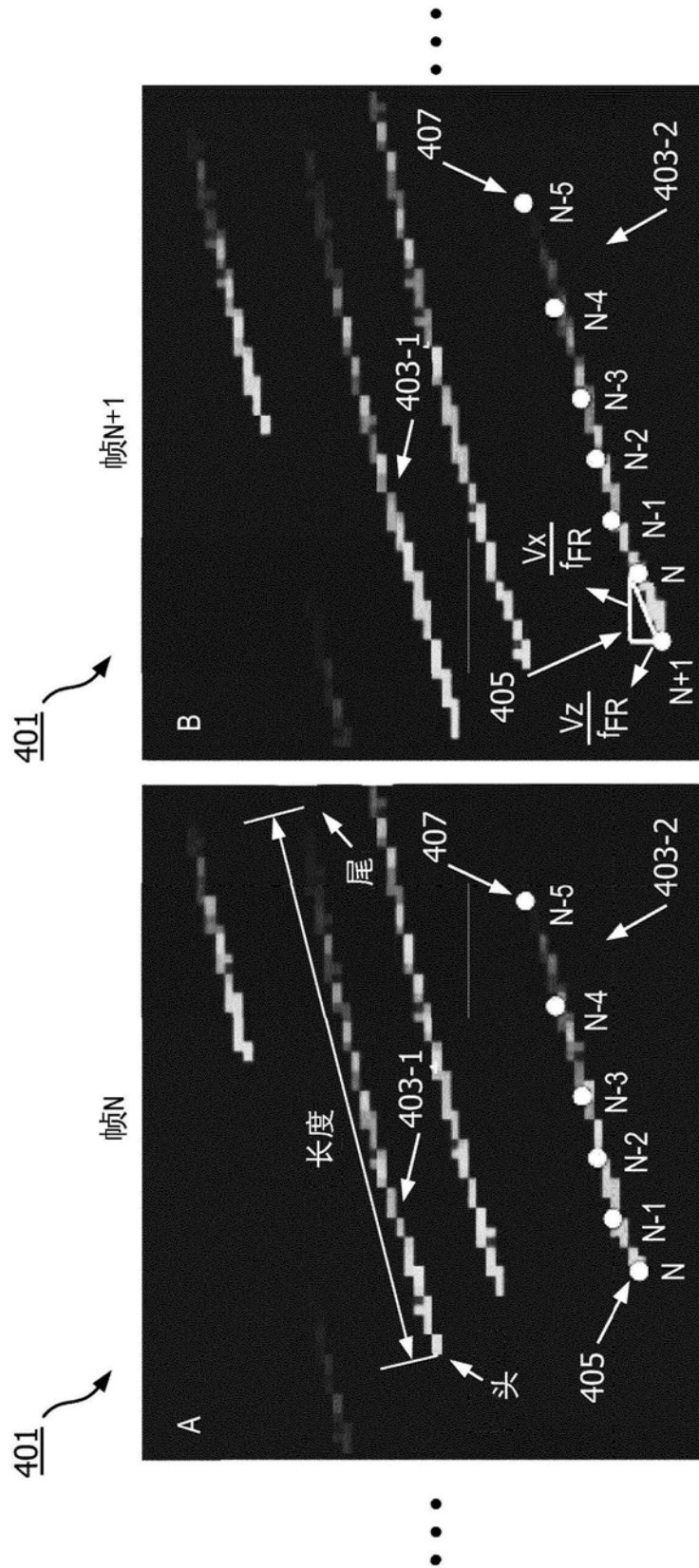


图4

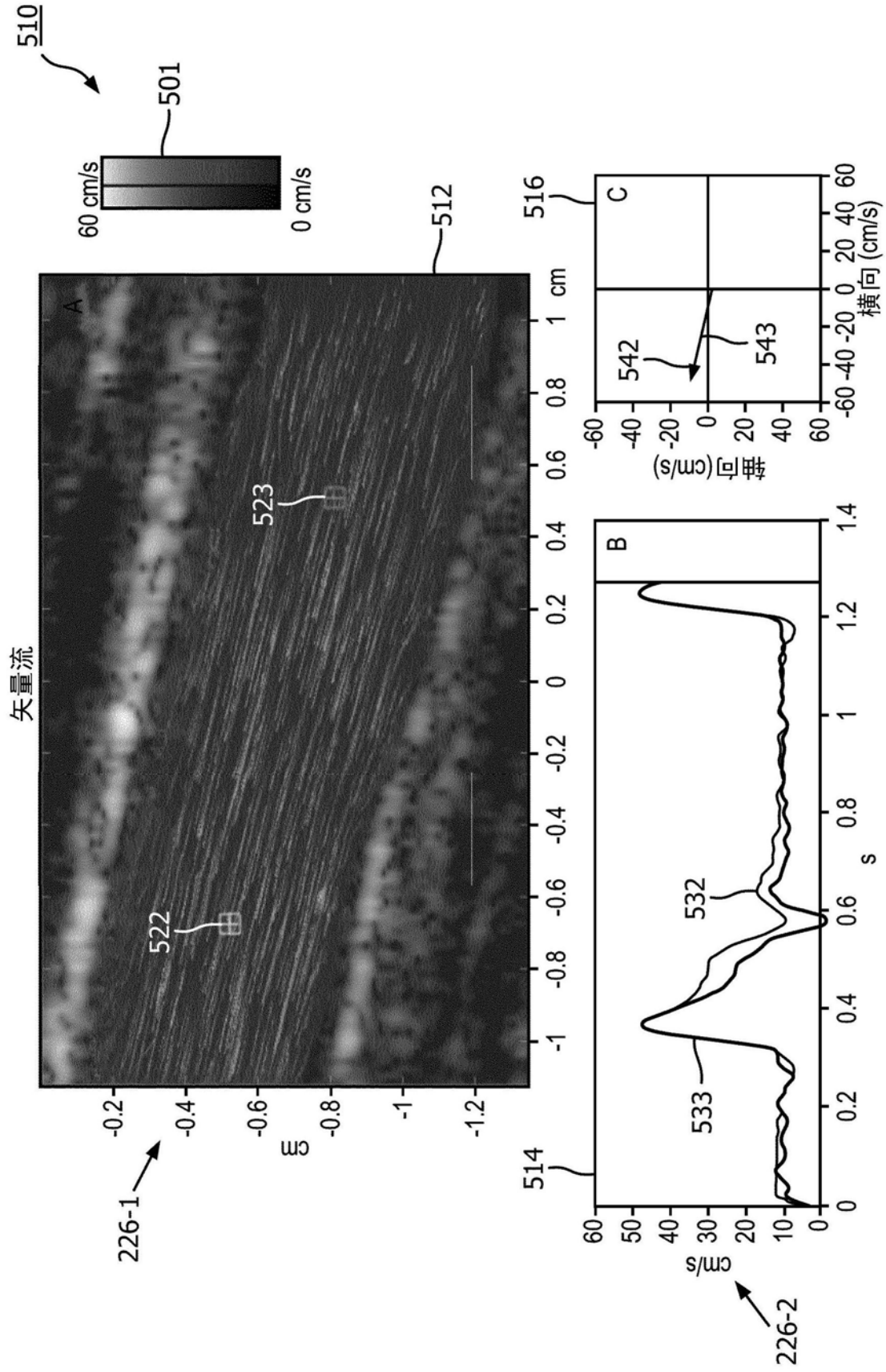


图5

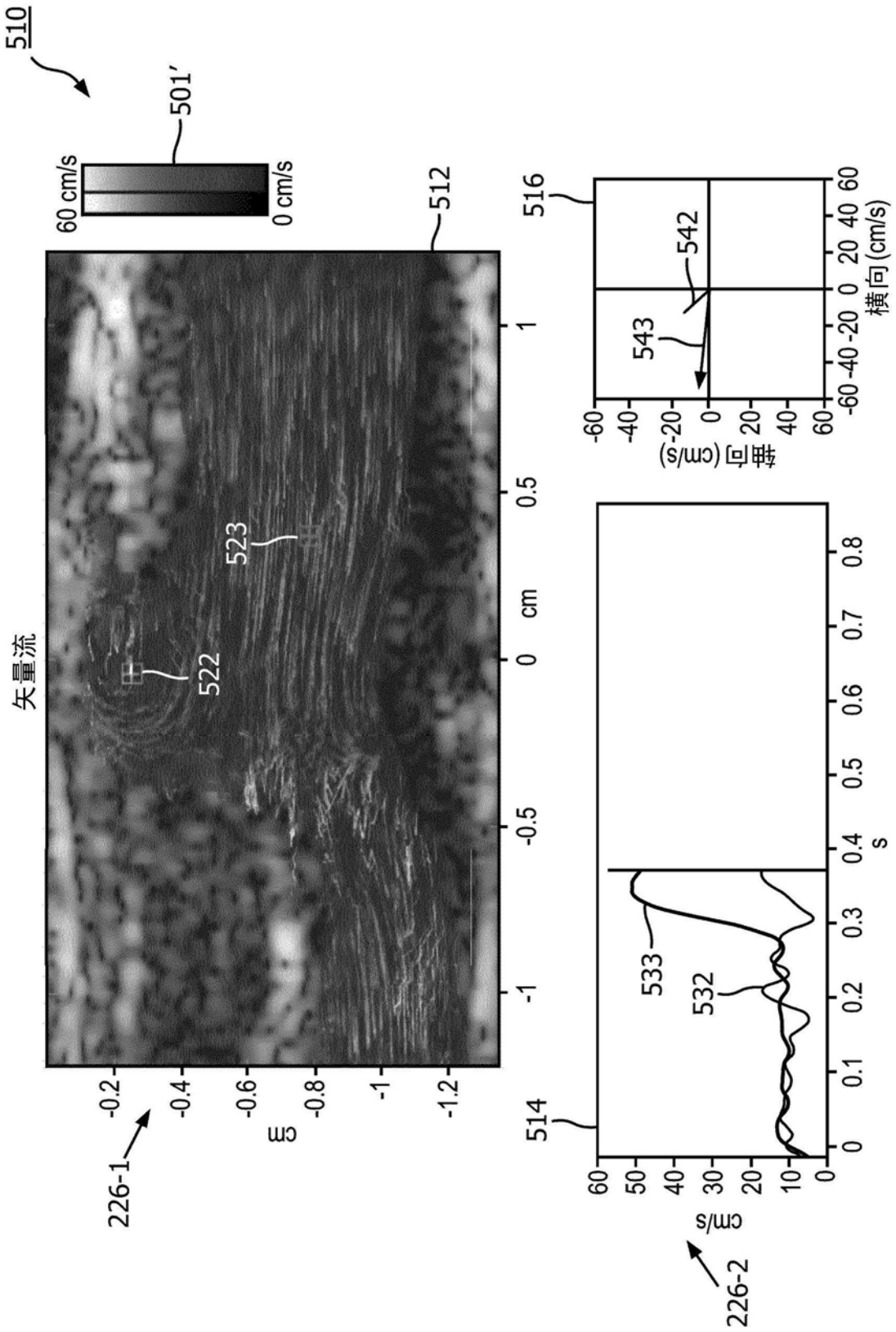


图6A

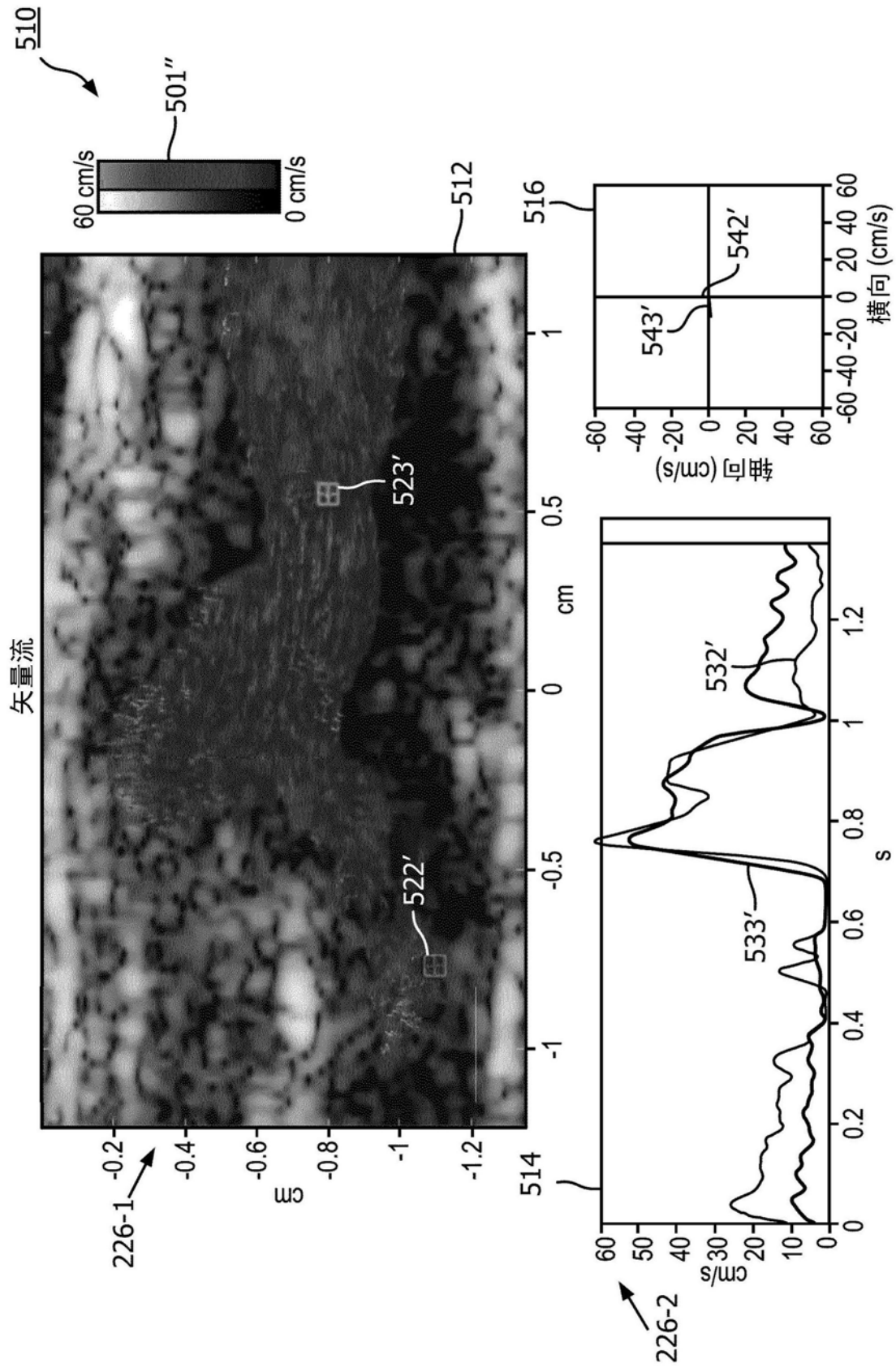


图6B

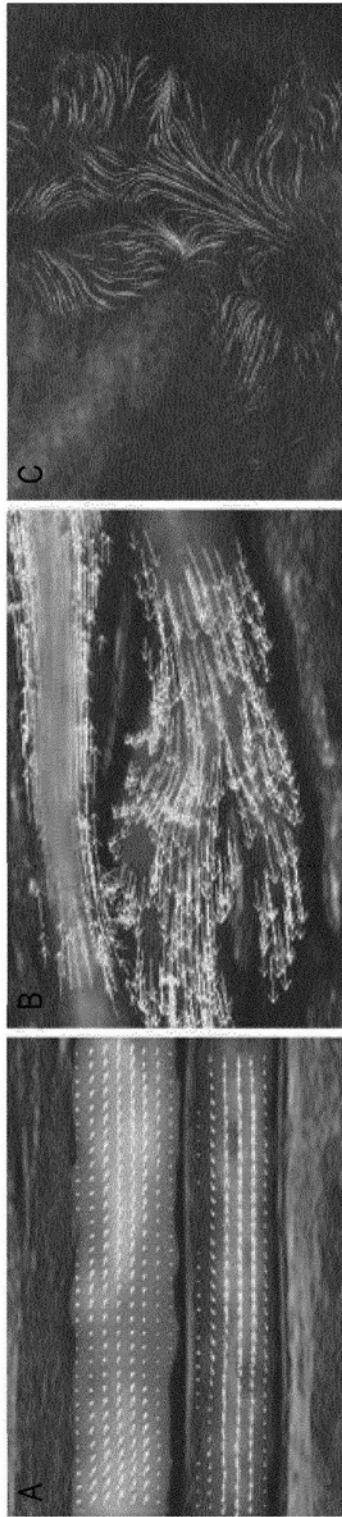


图7

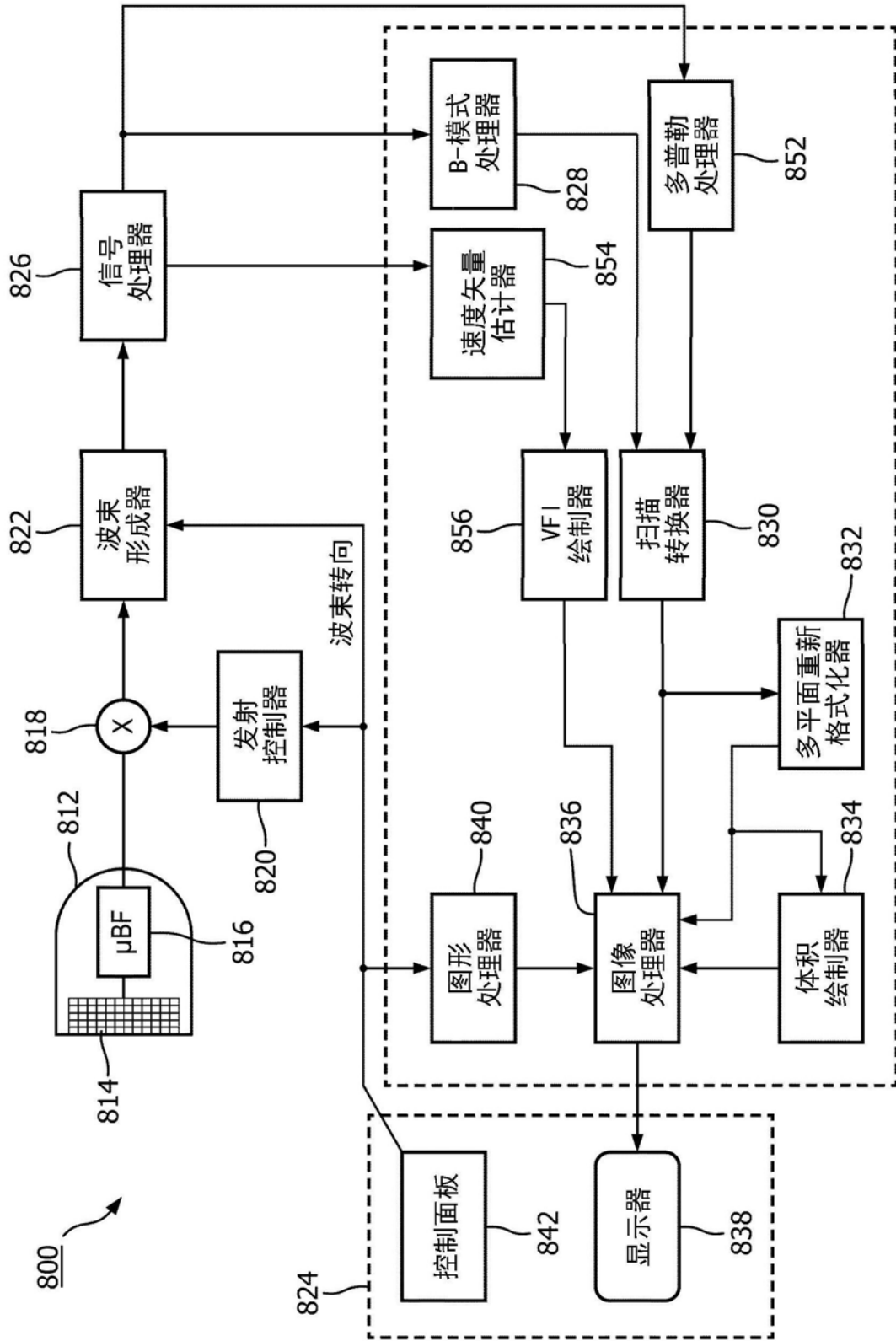


图8

专利名称(译)	用于使用超声矢量流成像的血流的同时的可视化和量化的系统和方法		
公开(公告)号	CN110678128A	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201880035299.0	申请日	2018-03-26
[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	黄圣文 谢华 FGGM维尼翁 张亮 KW约翰逊		
发明人	汪世英 黄圣文 谢华 F·G·G·M·维尼翁 张亮 K·W·约翰逊		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5223 G16H50/30		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	62/478828 2017-03-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于超声成像数据的可视化和量化的系统可以包括显示单元和处理器，所述处理器被通信地耦合到所述显示单元并且耦合到超声成像装置，用于根据表示身体结构和所述身体结构内的流体流动的超声数据来生成图像。所述处理器可以被配置为生成与所述流体流动相对应的矢量场数据，其中，所述矢量场数据包括所述流体的轴向速度分量和横向速度分量，从所述图像内的一个或多个用户选择的点处的所述矢量场数据提取空间时间信息，并且使所述显示单元与包括所述矢量场数据的图形表示的所述图像同时显示所述一个或多个用户选择的点处的所述空间时间信息，所述矢量场数据的所述图形表示被叠加在所述图像上，其中所述空间时间信息包括所述流体流动的幅值和角度中的至少一个。

