



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110809801 A

(43)申请公布日 2020.02.18

(21)申请号 201880043479.3

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.05.04

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

62/501,448 2017.05.04 US

(51)Int.Cl.

G16H 30/20(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/06(2006.01)

2019.12.27

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G16H 50/20(2006.01)

PCT/EP2018/061611 2018.05.04

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/202899 EN 2018.11.08

(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

K·W·约翰逊 张亮

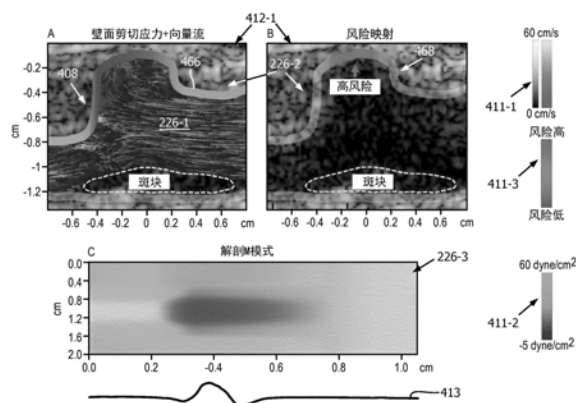
权利要求书2页 说明书15页 附图10页

(54)发明名称

用于血管中壁面剪切应力的同时可视化和量化的系统和方法

(57)摘要

根据本公开的系统可以包括:显示单元;处理器,其通信地耦合到显示单元和超声成像装置,以用于根据表示身体结构和在身体结构内流动的流体的超声数据生成图像。所述处理器可以被配置为:生成向量场数据,其包括在身体结构内流动的流体的轴向和横向(横切)速度分量;基于轴向和横向速度分量来计算沿着身体结构的壁的多个位置的速度概况;至少部分地基于速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据;并且使显示单元同时显示叠加有WSS可视化数据的包括身体结构的图像。



1. 一种用于对超声成像数据进行可视化和量化的系统,所述系统包括:
显示单元;
处理器,其通信地耦合到所述显示单元并且耦合到超声成像装置,以用于根据表示身体结构和在所述身体结构内流动的流体的超声数据来生成图像,其中,所述处理器被配置为:
生成向量场数据,所述向量场数据包括在所述身体结构内流动的所述流体的轴向和横向速度分量;
基于所述轴向和横向速度分量来计算针对沿着所述身体结构的壁的多个位置的速度概况;
至少部分地基于所述速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据;并且
使所述显示单元同时显示被叠加有所述WSS可视化数据的包括所述身体结构的所述图像。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被配置为对所述多个位置中的每个位置处的WSS值以颜色进行编码,以生成所述WSS可视化数据。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,WSS可视化数据包括至少部分地基于WSS值所计算的斑块形成风险估计的颜色图。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述处理器通信地耦合到神经网络,并且其中,所述估计还部分地基于由所述神经网络提供的阈值。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被配置为根据所述超声成像数据来自动地确定与所述壁的长度相关联的所述多个位置。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器被配置为响应于用户输入而选择与所述壁相关联的所述多个位置。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述WSS可视化数据被显示为B模式图像数据上的叠加。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述处理器还被配置为根据时间显示与沿着所述壁的所述多个位置中的一些或全部位置相关联的WSS值的图形表示。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器还被配置为生成所述向量场数据的图形表示,并且使所述显示单元同时显示所述向量场数据的所述图形表示与包括所述WSS可视化数据的所述图像。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述向量场数据的所述图形表示是所述向量场数据的基于小径的可视化。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述向量场数据的所述图形表示包括向量图,所述向量图包括定义与所述向量场数据相对应的子区域的流掩膜层和图示所述向量场数据的速度向量的至少部分轨迹的向量可视化层。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述超声成像装置是由包括所述显示器和所述处理器的超声成像系统提供的,并且其中,所述超声成像系统被配置为在对所述身体结构进行超声成像的同时实时地生成和更新B模式图像数据和所述WSS可视化数据。
13. 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在所述身体结构内流动的流体的超声数据来生成图像;

生成向量场数据,所述向量场数据包括在所述身体结构内流动的所述流体的轴向和横向速度分量;

基于所述轴向和横向速度分量来计算针对沿着所述身体结构的壁的多个位置的速度概况;

至少部分地基于所述速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据;并且同时显示所述WSS可视化数据与包括所述身体结构的所述图像。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,生成WSS可视化数据包括生成沿着所述壁的所述多个位置中的每个位置处的WSS值的颜色图,并且其中,同时显示所述WSS可视化数据与所述图像包括将WSS值的所述颜色图叠加到所述身体结构的B模式图像上。

16. 根据权利要求14所述的方法,还包括:

生成所述向量场数据的图形表示;并且

同时显示所述向量场数据的所述图形表示与所述WSS可视化数据和包括所述身体结构的所述图像。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,生成所述向量场数据的图形表示包括生成所述向量场数据的基于小径的可视化。

18. 根据权利要求14所述的方法,其中:

生成WSS可视化数据包括计算针对沿着所述壁的所述多个位置中的每个位置的WSS值,并且生成至少部分地基于所述WSS值所确定的风险估计的颜色图;并且

同时显示所述WSS可视化数据和所述图像包括将风险估计的所述颜色图叠加到所述身体结构的B模式图像上。

19. 根据权利要求14所述的方法,还包括根据时间来显示所述WSS值的图形表示。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中,根据时间的所述WSS值的所述图形表示与对应的ECG信号迹线同步地显示。

21. 根据权利要求14所述的方法,其中,包括所述身体结构和所述WSS可视化数据的所述图像被实时更新。

22. 一种包括可执行指令的非瞬态计算机可读介质,所述可执行指令在被运行时使医学成像系统的处理器执行权根据利要求14-21所述的方法中的任一项。

用于血管中壁面剪切应力的同时可视化和量化的系统和方法

技术领域

[0001] 本申请涉及超声成像,并且更具体地涉及用于诸如血管的身体结构的壁面剪切应力的同时可视化和量化的系统和方法。

背景技术

[0002] 动脉粥样化是退变性物质在脉管系统的血管中的积聚,并且常常导致动脉粥样硬化(其是血管壁的硬化)。动脉粥样硬化是全世界主要死亡原因之一。研究已经识别出壁面剪切应力(WSS)是内皮细胞功能的重要决定因素。WSS是由于血液流动而施加在血管壁的内皮细胞上的切向摩擦力。常规动脉水平的WSS(等于或高于 $15\text{dyne}/\text{cm}^2$)诱导抗动脉粥样硬化基因表达谱,而低WSS(小于 $4\text{dyne}/\text{cm}^2$)刺激致动脉粥样硬化表型。因此,血管中WSS的筛查和监测可以提供斑块形成的风险评估。已经开发了若干无创技术来测量WSS,包括使用MRI和超声。

发明内容

[0003] 本发明提供用于同时可视化和量化WSS的系统和方法。在与角度无关的速度估计技术的支持下,根据本公开的示例可以提供用于以直观的方式可视化沿着身体结构(例如血管)的壁的壁面剪切应力分布并获得关于沿着壁的WSS的时空信息的解决方案。额外地,本文的示例可以提供可以改进诊断效率的智能的风险预测工具。

[0004] 根据本公开的系统可以包括:显示单元;处理器,其通信地耦合到所述显示单元并且耦合到超声成像装置,以用于根据表示身体结构和在所述身体结构内流动的流体的超声数据来生成图像。所述处理器可以被配置为:生成向量场数据,所述向量场数据包括在所述身体结构内流动的所述流体的轴向和横向(横切)速度分量;基于所述轴向和横向速度分量来计算针对沿着所述身体结构的壁多个位置的速度概况;至少部分地基于所述速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据;并且使所述显示单元同时显示被叠加有所述WSS可视化数据的包括所述身体结构的所述图像。在一些示例中,本文描述的系统可以实现在超声成像系统中,其包括本文描述的成像装置、显示器和处理器,以用于生成和显示B模式图像和WSS可视化数据,如本文所述。在一些示例中,生成和显示图形可以在对身体结构进行超声成像的同时实时地执行。

[0005] 在一些实施例中,处理器可以被配置为对沿着壁的多个位置中的每个位置处的WSS值以颜色进行编码以生成WSS可视化数据。WSS可视化数据可以以颜色图的形式提供,该颜色图可以叠加到解剖结构的灰度图像(即,回波或B模式图像)上。这种类型的显示的图像(或简单地显示)可以称为双工模式图像,因为其提供了来自两种成像模式(即B模式成像和WSS成像)的成像数据。在一些实施例中,处理器还可以被配置为生成向量场数据的图形表示(例如,基于小径的或其它类型的向量图),并使显示单元同时显示向量场数据的图形表示与B模式图像,例如将图形表示显示为到B模式图像上的叠加,所述B模式图像还包括WSS可视化数据。这种类型的所显示的图像(或简单地,显示)可以称为三工模式图像,因为其提

供了来自三种成像模式(即,B模式、向量流成像(VFI)和WSS成像)的成像数据。向量场数据的基于小径的可视化形式的向量场数据的图形表示的示例在下面被更详细描述;然而,可以使用其它类型的向量流成像技术,例如基于固定或自由箭头的技术。在本文的示例中的任何中,叠加图像(例如,双工或三工模式图像)中来自每种模式的图像数据可以实时地同步动态更新。例如,在双工显示的情况下,可以将B模式图像数据显示为多个B模式图像帧的时间序列,所述B模式图像帧可以实时采集或从存储器(即,影片回放)中检索,并且还可以将WSS可视化数据(例如WSS颜色图)显示/叠加为多个对应WSS图像数据帧的时间序列,所述WSS图像数据帧可以实时(从实时回波)生成或从存储器中检索。

[0006] 为其计算WSS值的多个位置也称为WSS感兴趣区域(ROI)。在一些实施例中,处理器可以被配置为确定沿着身体结构的壁的要根据超声成像数据自动计算WSS值的多个位置(即,WSS ROI)。例如,这可以通过使用诸如图像分割的图像处理技术以识别身体结构的壁来完成,并且可以在任何给定图像帧中针对血管壁的整体长度计算WSS值。在一些示例中,处理器可以将WSS ROI重新定义为被确定为包括临床相关的WSS值的子区域,并且可以使得仅针对该子区域显示颜色编码的WSS信息。在又另外的示例中,处理器可以被配置为响应于用户输入而选择沿着壁并且要针对其计算WSS值的多个位置(即,WSS ROI)。例如,WSS ROI可以是用户定义的,例如响应于用户经由用户接口在所显示的图像上选择多个点以跟踪血管壁的轮廓和/或通过经由用户接口绘制显示器上的WSS ROI的边界。

[0007] 在一些示例中,向量场数据的图形表示可以包括向量图,所述向量图包括定义与向量场数据相对应的子区域(也称为流区域)的流掩模层和图示流区域中的速度向量的至少部分轨迹的向量可视化层。在一些实施例中,流掩模层的边界可以是用户定义的,例如通过用户在解剖结构的显示(例如,B模式图像)上绘制多边形或其它形状轮廓。在其它实施例中,可以例如基于检测到的流的区域来(例如,通过处理器)自动确定流掩模层的边界。在一些示例中,例如由于在心动周期的不同时间处的流的量或流速的变化,检测到的流的区域能够从帧到帧变化,并且因此流掩膜层的边界可以基于每个时间连续帧中的可用向量场数据从帧到帧相应地变化。在又另外的示例中,可以使用诸如图像分割的图像处理技术来(例如,通过处理器)自动确定流掩模层的边界,以识别身体结构的壁,并且因此将流区域限定为在身体结构的壁内的区域。可以使用用于定义流区域的这些方法或或其它方法的组合。

[0008] 在一些实施例中,WSS可视化数据可以额外地或备选地包括基于WSS值确定的风险值。例如,处理器可以被配置为至少部分地基于WSS值来确定斑块形成风险估计。可以至少与B模式图像数据同时地在显示上视觉地呈现风险的该定量量度,例如以与WSS颜色图的叠加相似的方式作为在被成像的解剖结构上的叠加。在一些实施例中,离散的风险值或其子集(例如临界风险值)可以与WSS颜色图在其对应的位置(例如与壁呈现斑块形成高风险的一个或多个位置相邻)处显示在相同图像上。在其它实施例中,可以将风险值的颜色图代替于WSS颜色图显示为到解剖图像上的叠加。在一些实施例中,可以并排显示两幅双工模式图像,一幅包括叠加在对应的B模式图像上的WSS颜色图,并且另一幅包括叠加在对应的B模式背景图像上的对应风险值的颜色图。与显示中包括的每个成像模式相关联的图像数据可以跨所有显示的图像动态且同步地更新。

[0009] 在一些示例中,可以使用阈值化过程来确定斑块形成风险估计,这在一些情况下可以通过机器学习来增强。例如,处理器可以被配置为将与低于第一或低WSS阈值(例如,低

于 $4\text{dyne}/\text{cm}^2$ 的WSS值相关联的沿壁的一个或多个位置指定为高风险,而将与高于第二或常规WSS值(例如,高于 $15\text{dyne}/\text{cm}^2$)的WSS值相关联的位置指定为低风险。具有中间WSS值的任何位置可以被指定为中等风险。被指定为高风险的位置可以由给定颜色(例如粉红色)进行颜色编码,而被指定为低风险的位置可以由另一种颜色(例如灰色)进行颜色编码。指定为中等风险的位置可以用又一种第三种颜色进行编码,或者其可以基于将低风险与高风险颜色混合的颜色梯度来进行编码。如将进一步描述的,阈值化过程可以通过机器学习来增加或增强。例如,WSS阈值可以从神经网络获得,该神经网络被使用从不同组对象获得的一组训练样本(例如,患者筛选结果)来进行训练以确定合适的阈值。这样一来,可以通过在易于发生动脉粥样硬化的部位识别的阈值定义中考虑现有的对象内和对象间的变异性来增强风险评估模式的鲁棒性。

[0010] 在又另外的示例中,本文所述的可视化系统可以被配置为通过根据时间显示计算的WSS信息来提供额外的时空信息。例如,处理器还可以被配置为根据时间显示与沿壁的多个位置中的一些或全部位置相关联的WSS值的图形表示。在一些示例中,该图形表示(也称为WSS M模式显示或图像)可以提供根据时间的壁的一部分或整个长度的WSS值的颜色编码显示。备选地,可以使用曲线或轨迹而不是颜色编码来跟踪WSS M模式显示中的WSS值的时间变异性。WSS M模式显示可与本文所述的双工或三工模式图像中的任何同时提供(例如,以并排布置),在这种情况下,WSS M模式图像还可与其它显示的图像中的图像数据同步地更新。在一些情况下,心动周期指示器能够伴随WSS M模式显示或图像。可以以ECG信号迹线的形式提供心动周期指示器,其可以与M模式图像相邻(例如,在时间轴下方)并与其同步显示。利用该额外图像分量,可以容易地可视化包括在WSS方向上的切换和WSS峰的特征事件,因此为临床提供丰富的时空WSS信息,其可以增强诊断效率。

[0011] 一种用于显示超声成像数据的方法可以包括:根据表示身体结构和在身体结构内流动的流体的超声数据生成图像;生成向量场数据,其包括在身体结构内流动的流体的轴向和横向速度分量;基于轴向和横向速度分量来计算沿着身体结构的壁的多个位置的速度概况;至少部分地基于速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据;并且同时显示包括身体结构的图像与WSS可视化数据。在该方法的一些实施例中,生成WSS可视化数据可以包括:生成沿着壁的多个位置中的每个位置处的WSS值的颜色图,并且其中,同时显示图像与WSS可视化数据包括:将WSS值的颜色图叠加在身体结构的B模式图像上。

[0012] 在一些实施例中,所述方法还可以包括:生成向量场数据的图形表示;并且同时显示向量场数据的图形表示与包括身体结构的图像和WSS可视化数据。生成向量场数据的图形表示可以包括:生成向量场数据的基于小径的可视化。在所述方法的一些实施例中,生成WSS可视化数据包括:针对沿着壁的多个位置中的每个位置计算WSS值,并且生成至少部分地基于WSS值确定的风险估计的颜色图;并且同时显示图像与WSS可视化数据可以包括:将风险估计的颜色图叠加在身体结构的B模式图像上。在一些实施例中,所述方法还可以包括:根据时间显示WSS值的图形表示。在一些实施例中,根据时间的WSS值的图形表示可以与对应的ECG信号迹线同步地显示。在根据本公开的实施例中,包括身体结构(例如,B模式图像)和WSS可视化数据的图像被实时更新。

[0013] 根据本公开的方法中的任何或其步骤可以实现在包括可执行指令的非瞬态计算机可读介质中,所述可执行指令在被运行时可以使处理器(例如医学成像系统的处理器)执

行其中实现的方法或步骤。

附图说明

- [0014] 图1是根据本公开的可视化和量化系统的框图。
- [0015] 图2是根据本公开的另外的示例的可视化和量化系统的框图。
- [0016] 图3A是身体结构和可以沿着身体结构的长度而变化的速度概况的示意图。
- [0017] 图3B是可以在根据本公开的系统或方法中执行的处理步骤的示意图。
- [0018] 图4示出了根据本公开提供解剖、流动和壁面剪切应力信息的颈动脉的图像的屏幕抓图。
- [0019] 图5是图示用于可视化人类心脏的左心室内的血流模式的基于小径的向量流成像技术的超声图像。
- [0020] 图6示出了超声图像数据的两个连续帧的部分的图示以及用于更新帧中基于小径的信息的技术。
- [0021] 图7A、7B和7C示出了用于在根据本公开的系统中的向量场数据的所生成的视觉表示的向量流成像技术的额外示例。
- [0022] 图8示出了根据本公开的另外的示例的超声成像系统的框图。
- [0023] 图9是根据本公开的用于可视化超声成像数据的方法的流程图。

具体实施方式

[0024] 以下对某些示例性实施例的描述本质上仅仅是示例性的，而绝不旨在限制本发明或其应用或用途。在以下对本系统和方法的实施例的详细描述中，参考了形成其一部分的附图，并且在附图中通过图示的方式示出了可以实践所描述的系统和方法的特定实施例。对这些实施例进行了足够详细的描述，以使本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法，并且应当理解，可以利用其它实施例，并且可以在不背离本系统的精神和范围的情况下实现结构和逻辑变化。此外，出于清楚的目的，当某些特征对于本领域技术人员而言是显而易见的时将不会讨论所述某些特征的详细描述，从而不会模糊本系统的描述。因此，以下详细描述不应被视为具有限制意义，并且本系统的范围仅由所附权利要求限定。

[0025] 在本公开中，提出了一种用于WSS的同时可视化和量化的方法，例如使用三工B模式和解剖学M模式显示。现有的用于测量WSS的系统和方法不提供同时可视化和准确量化WSS的能力。通常，将颜色编码的WSS叠加在仅提供WSS的空间分布的B模式图像上。然而，WSS能够随时间（例如，在每个心动周期期间）而显著变化，WSS的时空分布可以提供额外的临床有用信息。

[0026] 通过与角度无关的向量流成像，可以实现比利用现有技术更准确的WSS计算。与仅允许沿轴向方向进行速度估计的常规多普勒超声相反，已引入新的向量流成像（VFI）技术以允许进行多方向速度估计。向量流成像可以用于可视化和量化心血管应用中的复杂血流测量，以更好地诊断狭窄和血管系统的其它状况。示例VFI技术包括基于固定箭头（参见图7A）、基于自由箭头（参见图7B）和基于小径的可视化（参见图7C）。在基于固定箭头的可视化情况下，流速的幅度被编码为颜色强度，并且与箭头的长度成比例。通过箭头和颜色两者示出了流速的方向。箭头的尾部固定在空间中。在基于自由箭头的可视化中，自由箭头用于动

态跟踪血流。流速的幅度是颜色编码的,并且与箭头的长度成比例。通过箭头指示流速方向。流线可以被定义为与流的速度向量瞬时相切的曲线族,并且路线可以被定义为流粒子在流动期间将忠实遵循的轨迹族。

[0027] 对于基于小径的可视化(例如,如图5和图6所示并且在下文进一步描述的),通过弯曲的小径来实现流轨迹的动态曲线跟踪。小径可以看作是路线的短的、前额分段或部分,当距尖端的距离超过给定的阈值(其定义为小径长度)时,其开始逐渐消失。流速的幅度是颜色编码的,并且与小径的长度成比例。流速的方向由小径的移动方向指示。总体而言,在这三种可视化方法中,基于小径的可视化通常是最直观的方法,有潜力替代VFI的其它可视化方法。

[0028] 根据本公开的示例系统和方法可以使用户能够直观地可视化与估计的WSS值相关联的临床相关信息,例如斑块形成风险,并且因此可以以自动和智能的方式提供早期警告技术,其可以增强诊断效率并改进整体患者护理。

[0029] 根据本文的一些示例,用于可视化和量化超声图像数据的系统可以包括显示单元和通信地耦合到该显示单元的处理器。图1示出了根据本公开的一些示例的用于可视化和量化超声成像数据的系统。例如,参考图1,系统100可以包括显示单元110,所述显示单元可以使用诸如无源或触敏LCD、LED或OLED技术的任何类型的合适的显示技术来实施。系统100还可以包括处理器120,处理器120通信地耦合到显示单元110和超声成像装置130,以用于根据超声数据生成图像112。图像112可以表示身体结构和在身体结构内流动的流体。

[0030] 超声成像装置130(在本文中也称为超声扫描器)可以包括超声阵列132和波束形成器134,超声阵列132可以容纳于外部或血管内探头中,波束形成器134可以在成像控制器的控制下操作,以使用超声阵列132来引导超声束并从对象(例如,患者)接收超声回波,然后对所述超声回波进行波束形成并将其传输到一个或多个处理器以进行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(例如处理器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何,例如SPRAQ或EPIQ超声系统。在一些示例中,处理器120可以额外地或备选地被配置为接收超声成像数据,例如来自在由临床医生对数据进行可视化和量化之前执行的成像会话并且已经存储在存储器(例如,影像归档和通信系统(PACS)的存储器存储设备)中的成像数据,以供处理器120稍后访问。

[0031] 处理器120可以被配置为生成与两个或更多个成像模式(例如,B模式、多普勒成像、向量流成像等)相关联的超声成像数据,以在显示单元110上显示。为此,处理器可以包括被配置为生成B模式图像的B模式处理器122和被配置为生成多普勒图像(例如,彩色流多普勒、频谱多普勒和功率多普勒(如彩色功率血管造影(CPA)图像))的多普勒处理器124。在一些示例中,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,在双工(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)能够与彩色流多普勒数据叠加,以提供例如彩色流多普勒图像。

[0032] 在一些实施例中,处理器120可以被配置为生成向量场数据,所述向量场数据包括在身体结构内流动的流体的轴向和横向速度分量。为此,处理器120可以包括向量流处理器126,其被配置为根据从成像装置130接收到的波束形成RF信号来生成与角度无关的速度估计。处理器120还可以被配置为基于向量场数据来生成向量流成像(VFI)数据,可以将所述

数据叠加在背景B模式图像上,类似于B模式/多普勒双工成像。

[0033] 处理器120还可被配置为基于由向量流处理器126生成的轴向和横向速度分量来计算沿着身体结构的壁的多个位置的速度概况,并且还可被配置为至少部分基于速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据,如将进一步描述的。例如,向量流处理器126可以包括或通信地耦合到WSS处理器127,WSS处理器127被配置为生成WSS值、风险估计和/或基于WSS值和/或风险估计的可视化数据。与显示单元110通信的处理器120可以使显示单元120同时显示包括身体结构的B模式图像数据112-1的帧序列,其与WSS可视化数据112-2的对应帧序列叠加。在一些实施例中,系统100可以耦合到成像装置或是成像装置的一部分,并因此被配置为生成图像以供实时显示(例如,在对身体结构成像以采集RF信号时)。在其它示例中,系统100可以额外地或备选地耦合到永久性存储设备(例如,PACS),并且可以根据所存储的图像数据生成图像中的一幅或多幅。在一些实施例中,系统100的一个或多个处理器(例如,B模式处理器122、多普勒处理器124和向量流处理器126)的功能可以被集成到单个或较少数量的处理器中,例如专门编程的CPU或GPU,其可操作于执行本文所述的这些处理器的功能。

[0034] 现在也参考图2-3,描述了本发明的另外的方面。图2示出了根据本公开的系统200的另一示例,系统200可以包括处理器203和显示单元252。处理器203可以包括B模式处理器205或与B模式处理器205通信地耦合,如本文所述,B模式处理器205被配置为生成用于与向量流数据和/或WSS可视化数据同时显示的背景灰度图像。处理器203可以耦合到超声成像数据的源。例如,响应于超声扫描感兴趣区域201,可以从超声成像装置接收(例如,实时地)超声成像数据202。在一些示例中,处理器203可以耦合到数据存储设备207(例如,超声成像装置或PACS的存储器),例如,以用于检索先前采集的超声成像数据和/或存储根据本文的示例生成的超声图像。

[0035] 如前所述,处理器203可以被配置为生成向量场数据215,向量场数据215包括在身体结构内流动的流体的与角度无关的速度估计(例如,在身体结构内流动的流体的轴向、横向和/或仰角速度分量)。为此,处理器203可以包括速度向量估计器210,速度向量估计器210被配置为根据任何合适的技术来估计轴向、横向和/或仰角速度分量,其中若干已经在文献中进行了开发和描述。例如,可以在足够高的脉冲重复频率(PRF)下执行超快多普勒成像(例如,使用平面波成像),以便获得足够高的帧速率以使得能够进行速度向量估计。可以根据诸如多角度多普勒和横向振荡的其它已知技术来获得速度向量估计。在向量估计过程结束时,可以生成向量场数据的帧232,并将其传递到帧缓冲器230。可以将向量场帧数据232存储在缓冲器230中,直到可视化处理器220对其进行访问以生成可视化数据226。在将各种类型的可视化数据叠加在背景B模式图像上以进行显示之前,帧缓冲器230可以存储在可视化过程的各个阶段处使用的成像数据的帧,例如,向量场数据215的帧,向量场可视化数据(即VFI数据)的帧,以及其它类型的可视化数据(例如,WSS可视化数据的帧)。

[0036] 可视化处理器220可以被配置为生成不同类型的可视化和量化数据,其提供关于身体结构(例如,图3中的血管208)和/或流过其的流体的时空信息。例如,可视化处理器220可以接收向量场数据215的帧。向量场数据215可以耦合到向量图处理器222,以用于生成向量场数据(在本文中也称为向量流成像数据)的图形表示。向量图处理器222可以例如使用基于小径或其它类型的向量流可视化技术来产生VFI数据226-1的帧(例如,速度向量图),

并且VFI数据266-1可以随后叠加在B模式图像数据的对应帧上,以用于生成和显示双工或三工模式图像。

[0037] 根据本发明的原理,可视化处理器220还可以被配置为从无角度速度估计中提取关于身体结构的量化信息。例如,向量场数据215也可以耦合到壁面剪切应力(WSS)估计器224,其可以沿着身体结构(例如,血管)的壁计算WSS值并根据计算的值生成WSS可视化数据226-2、226-3。WSS可视化数据226-2、226-3可以与对应的B模式图像同时显示(例如,作为叠加和/或以并排布置),其可以包括或不包括叠加在其上的VFI数据。使用速度分量,WSS估计器224可以在沿着身体结构(例如,血管208)的壁的多个位置中的每个位置处计算WSS值的帧,在一些情况下,如果是成像结构,则沿着壁的整个长度计算WSS值的帧。如前所述,在一些情况下,针对沿着血管壁的长度的每个位置计算WSS值。血管壁可以由处理器203自动识别,例如通过分割流和/或B模式图像数据。在一些实施例中,可以仅针对血管壁的一部分或仅针对选定血管壁(在图像中存在多个血管的情况下)或其一部分来计算或显示WSS值。在一些实施例中,处理器203可以被配置为例如基于阈值化来仅针对WSS ROI的一部分提供WSS值,其可以识别沿着(一个或多个)血管壁的临床相关区域并从显示中省去不被认为是临床相关的图像,从而减少所显示图像的混乱。因此,在本文的示例中,可以由系统自动地或者基于用户输入来定义感兴趣的WSS区域204。在后者情况下,用户可以例如通过经由控制面板254(其可以被提供为用户接口250的触敏显示器)选择所显示图像上的多个点以跟踪血管壁的轮廓和/或通过经由用户接口250绘制WSS ROI 204的边界,来指定WSS ROI 204。

[0038] 在选择WSS ROI 204之后,处理器203可以获得沿WSS ROI 204内的血管壁的一部分的WSS分布。为实现这一点,WSS估计器224可以计算跨血管直径的速度梯度或概况262。速度概况跨血管直径217捕获速度的变化。然后,可以根据以下等式计算壁面剪切应力(τ_w)(其被定义为流体粘度和速度梯度的乘积):

$$[0039] \quad \tau_w = \mu \left. \frac{\partial u}{\partial y} \right|_{y=0}$$

[0040] 其中, μ 是流体(例如血液)的动态粘度, u 是流体沿壁的速度,并且 y 是距壁的距离。计算针对每个数据帧的WSS值264。时空数据可以通过时空滤波器以平滑结果。

[0041] 在一些实施例中,处理器203可以被配置为在沿壁的多个位置中的每个位置处对WSS值进行颜色编码以生成WSS可视化数据。WSS可视化数据可以以颜色图的形式提供,所述颜色图可以叠加到解剖结构的灰度图像(即,回波或B模式图像)上。这种类型的显示图像(或简单地显示)可以称为双工模式图像,因为其提供了来自两种成像模式(即B模式成像和WSS成像)的成像数据。例如,现在还参考图4,其示出了与血管408相关联的图像(在这种情况下,颈动脉的一部分),可视化处理器220可以至少部分地基于计算的WSS值来生成WSS可视化数据226-2、226-3。WSS可视化数据226-2、226-3可以与B模式图像数据412-1同时显示(例如,在颜色图的情况下作为叠加,或者在M模式显示的情况下与其相邻)。在一些示例中,可视化处理器220可以对WSS值进行颜色编码以产生WSS颜色图446,其示出沿着血管壁的长度的WSS分布。WSS颜色图446可以叠加在背景B模式图像412-1上,如图4所示。如将理解的,B模式图像的多个帧和WSS值的对应帧可以被生成并动态地同步显示为时间序列(例如,影片回放),这可以实时发生(例如,在对对象成像时)或在采集后的可视化会话中发生。

[0042] 在一些实施例中,处理器203还可被配置为生成向量场数据226-1的图形表示(例如,基于小径的或其它类型的向量图),并使得显示单元(例如,显示单元252)同时显示向量场数据226-1的图形表示与B模式图形412-1(例如作为B模式图形412-1上的叠加),B模式图形412-1也可以包括WSS可视化数据262-2。这种类型的显示图像(或简称为显示)可以称为三工模式图像,因为其提供来自三种成像模式(即,B模式、向量流成像(VFI)和WSS成像)的成像数据。三工模式图像的示例在图4中以窗口A示出。

[0043] 可以由可视化处理器220产生的另一类型的颜色图262-2可以是风险图(参见图4中的颜色图468)。也就是说,在一些实施例中,WSS可视化数据262-2可以额外地或备选地包括至少部分地基于计算的WSS值而确定的风险值。例如,处理器203可以被配置为至少部分地基于计算的WSS值来估计斑块形成风险。在一些示例中,可以使用阈值化过程来生成斑块形成风险估计。例如,处理器203可以被配置为将与低于第一或低WSS阈值(例如,低于 $4\text{dyne}/\text{cm}^2$)的WSS值相关联的沿着血管壁的位置指定为高风险,并且将与高于第二或常规WSS阈值(例如,高于 $15\text{dyne}/\text{cm}^2$)的WSS值相关联的位置指定为低风险,而将与在高风险值和低风险值之间的WSS值相关联的位置指定为中等风险。处理器203(在图2的示例中,即可可视化处理器220)可以对风险水平进行颜色编码以产生风险颜色图468。如图4的窗口B所示,沿血管壁的与低风险水平相关联的任何位置以灰色进行颜色编码,而与高风险水平相关联的任何位置以粉红色进行颜色编码,而根据在阈值水平颜色之间的混合色(例如,线性混合)对中间风险水平进行颜色编码。图4的窗口B示出了双工型显示,其中,在背景B模式图像上叠加颜色图,在这种情况下风险图。尽管没有具体示出,但是将理解,根据本公开的双工模式显示可以包括来自任何两种类型的成像模式的图像数据,例如,颜色图(例如,WSS颜色图或风险图)或在窗口A中示出的向量流图226-1中的任何。与显示中包括的每个成像模式相关联的图像数据可以跨所有显示的图像而动态且同步地更新。在一些示例中,为了保留计算资源,可以基于WSS值来分配风险值,所述WSS值是在一定数量的帧上(例如在对应于心动周期的收缩期的帧上,或在整个心动周期上)是时间上平均的。

[0044] 在一些示例中,可以通过机器学习来增强风险映射。例如,处理器203可以通信地耦合到神经网络270,神经网络270被训练以识别针对被扫描的特定对象的适当的低和常规的WSS阈值。可以使用来自捕获患者内和患者间变化(例如种族、年龄、性别等)和可能影响WSS阈值定义的其他因子的对象的不同集合的训练样本(例如,先前的患者筛查)来训练神经网络270。然后,经训练的神经网络270可以接收关于被扫描的对象(例如患者)的信息,并且可以识别适当的WSS阈值,所述WSS阈值然后传递给处理器203以用于生成风险图468。可以从数据存储设备(例如,数据存储设备207或云)检索训练样本。

[0045] 在又另外的示例中,系统200可以被配置为基于计算的WSS值来提供额外的时空信息。例如,处理器203还可以被配置为生成时空图,所述时空图显示沿血管壁的一部分或全长的WSS值作为时间的函数,例如,如图4的窗口C所示。这种类型的显示或图像可以被称为解剖或WSS M模式显示226-3或图像。在所图示的示例M模式显示226-3中,x轴上示出了时间维度,并且y轴上示出了空间维度(例如,沿血管壁的位置)。可以对M模式中可视化的每个位置处的WSS值进行颜色编码,例如使用与用于WSS颜色图的相同的颜色编码关系,并且可以在连续帧的序列上将颜色编码值拼接在一起以形成M模式显示,如图4的窗口C所示。WSS M模式显示226-3能够与本文所述的双工或三工模式图像中的任何同时(例如,以并排布置)

提供,在这种情况下,WSS M模式图像也可以与其它显示图像中的图像数据同步更新。

[0046] 在一些情况下,心动周期指示器413可以伴随WSS M模式显示或图像226-3。可以以ECG信号迹线的形式提供心动周期指示器413。为此,处理器203可以接收可以使用常规心电图测量的同时ECG信号。ECG信号可以被馈送到处理器203,处理器203可以生成ECG信号迹线以用于与M模式图像的同时/同步显示。ECG信号迹线可以与M模式图像226-3相邻(例如,在时间轴下方)显示。利用该额外的图像分量,可以容易地可视化包括在WSS方向上的切换和峰值WSS的特性事件,从而为临床提供丰富的时空WSS信息,这可以提高诊断效率。

[0047] M模式显示226-3可以响应于用户输入而被启用,例如,经由用户接口250上的软件或硬件用户控件。当M模式活跃时,可以启用显示M模式图像的额外窗口,并且可以将用于WSS ROI的颜色编码的WSS值实时添加到绘图,以跟踪心动周期期间WSS的时间变异性。在一些示例中,系统可以使用户能够选择M模式显示的子区域,例如,通过点击沿壁的两个点以指示显示的空间范围,或者通过选择单个点并且系统自动确定以选定的点为中心的子区域。在一些示例中,M模式显示的时间范围能够由系统设置到一个心动周期,或者可以向用户提供控件以选择时间范围和/或开放用于实时跟踪选定的子区域中WSS值的时空分布的范围。

[0048] 每种类型的可视化数据与颜色编码键相关联并伴随有颜色编码键。例如,如图4所示,多模式显示可以包括与向量图226-1相关联的第一颜色键411-1、可以与WSS值的颜色编码相关联的第二颜色键411-2(例如,如在WSS颜色图466中以及在颜色编码的M模式显示中使用的),和/或与风险图的颜色编码相关联的第三颜色键411-3。在本文的示例中的任何中,来自叠加图像(例如,双工或三工模式图像)中的每个模式的图像数据可以实时地同步动态更新。例如,在双工显示的情况下,可以将B模式图像数据显示为多个B模式图像帧的时间序列,所述图像帧可以实时采集或从存储器(即影片回放)中检索,并且还可以将WSS可视化数据(例如WSS颜色图)显示/叠加为多个对应WSS图像数据帧的时间序列,所述WSS图像数据帧可以实时(从实时回波)生成或从存储器中检索。而且,尽管在2D成像的背景下图示和描述了具体示例,但是将理解,用于量化和可视化超声成像数据的原理可以等同地应用于3D成像数据。例如,系统200还可以包括体积绘制器209,其可以可操作以生成解剖结构的3D绘制(例如,基于B模式图像数据),并且3D绘制可以与叠加到在绘制的解剖结构内对应于血管壁的3D区域上的WSS值或风险值的3D图组合。组合的3D图像251(其在一些示例中可以额外地且任选地包括3D向量流图的叠加图)可以被提供给用户接口250,例如,以在显示单元252上显示。

[0049] 如所描述的,在一些实施例,系统可以将基于小径的可视化用于向量场数据的图形表示。图5和图6图示了根据一些示例的向量场的基于小径的图形表示的示例。尽管基于小径的可视化用于图示本发明的原理,但是将理解,本文所述的可视化和量化系统和方法不限于基于小径的可视化,并且可以类似地与其它向量流成像技术一起使用,包括但不限于基于固定箭头或基于自由箭头的可视化技术。

[0050] 可以向量图501的形式提供VFI数据226-1,其可以包括以给定颜色(例如,深红色或另一原色)以期望的基线透明度(例如50%)描绘流区域的流掩模层505,从而不完全模糊背景B模式图像506。向量图501还可以包括向量场层507,该向量场层507示出了流动粒子的轨迹509,在该示例中使用小径显示。

[0051] 在一些实施例中,可以对针对其获得向量流估计并因此执行向量流可视化的流区域进行用户定义,例如响应于对被成像的ROI内的子区域的用户选择。在这样的实施例中,流掩模层505以及对应地向量场层507的尺寸和形状是用户定义的。由用户选择的用于向量流可视化的该区域不应与WSS ROI或其子区域(其通常沿血管壁定位)混淆,而流区域通常被定义为包括血管壁内的区。在一些实施例中,可以由系统(例如使用图像分割或其它合适的图像处理技术诸如以识别血管壁的示例)自动定义对其执行向量流可视化的流区域。在这样的实施例中,系统(例如,通过处理器203)可以将流区域定义为包括被成像的血管内部的区,并且对应地为系统定义的流区域内的所有点/像素产生流掩模层505和向量场层507。

[0052] 在又一些实施例中,可以由系统(例如,通过处理器203)基于可用的血流速度数据(即,基于图像中与任意给定帧中检测到的血流相关联的点/像素)自动地定义流区域。在这样的实施例中,系统可以通过在流区域内包括图像中在任何给定帧中可获得速度估计的所有点/像素,来为系统定义的流区域生成流掩模层505和对应的向量场层507。在这样的实施例中,系统(例如,处理器203)可以自动更新向量流图像以反映血流速度数据中的时间变化。也就是说,随着血流从帧到帧变化(例如,响应于心动周期的不同阶段),对应向量场层507的流掩模层505可以从帧到帧动态更新以反映该变化。因此,所显示的向量场图在不同的帧中可以具有不同的形状或尺寸。这些或其它合适技术中的任何的组合可以用于定义流区域。

[0053] 如所描述的,用于可视化向量场的小径可以被实时生成和更新(例如,可以为图像数据的每个帧生成向量流可视化数据的帧),并且叠加在流掩膜上以产生向量流图像,然后将所述向量流图像叠加到对应的B模式图像帧上以进行显示(例如,在显示单元252上)。以这种方式,例如,通过实时更新小径,向量流图像可以提供所跟踪的粒子的移动(例如,血流)的视觉提示。当距尖端的距离超过给定阈值时,每个小径开始淡出。也就是说,小径的头部总是比尾部更不透明,使得能够更容易地识别小径的移动方向(即,流动方向)(即使在静态图像中),而不会包含可能使显示混乱的箭头。另外,小径可以被颜色编码和/或小径长度可以与速度幅度成比例,这两个特征都帮助用户更容易地可视化速度幅度。

[0054] 图6示出了基于小径的向量图的两个连续帧601(即,帧N和N+1)的局部放大图像,其包括小径603-1和603-2。通常可以使用若干参数来定义向量图中的小径以及向量图,所述参数包括小径的长度(备选地或者额外地以及任选地,持续时间)、宽度和密度、新的小径的生成率(或者备选地旧的小径的消失率)、小径映射的颜色范围、显示帧率、以及流掩码的透明度和颜色,其中任何参数都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会损害系统的诊断性能。

[0055] 为了生成小径,初始地,例如通过在多个初始帧上插值被跟踪粒子的轨迹,来保存向量场数据的多个帧,并为每个帧生成小径。对于每个后续帧,基于与后续帧相关联的速度向量数据来更新小径。例如,在图6A和图6B中,小径603-1和603-2图示了两个被跟踪的流粒子的轨迹的前部,其中之一的最后若干位置由点N+1、N、N-1、N-2、N-3、N-4和N-5示出,为了说明,对所述位置进行了如此标记,以指示它们所关联的帧。每个帧中最前面的点指示该帧中被跟踪粒子的估计位置。每个帧中小径的最前面的点(例如,帧N中的点N和帧N+1中的点N+1)被称为小径的头部605。可以在每个帧中更新小径,以将粒子的移动反映到新的位置,并且因此可以通过在每个更新的帧中改变小径的头部605的位置而在显示器上可视化该移

动。使用可以实时获得的或在可视化之前获得的与角度无关的速度估计(即,在2D图的情况下为轴向和横向速度分量,或者在3D图的情况下为轴向、横向和仰角速度分量),来计算被跟踪粒子的新位置,以及因此头部605的位置。例如,可以将被跟踪粒子的轴向位移计算为 V_z/f_{FR} ,并且将被跟踪粒子的横向位移计算为 V_x/f_{FR} ,其中, V_x 是横向速度(m/s), V_z 是头部的轴向速度(m/s), f_{FR} 是跟踪帧速率(Hz)。通过对这些离散点进行(线性或三次)插值来生成连续且平滑的小径,然后将其显示为无混淆线。

[0056] 随着时间,粒子轨迹的后端逐渐褪色,例如,以减少显示器上的混乱,并且在显示器上仅显示轨迹的前部。显示的小径的后端被称为小径的尾部607。可以基于在不同位置的速度幅度对小径(例如,小径603-1和603-2)进行颜色编码(即,在先前帧中的粒子的位置与在当前帧中的粒子的位置之间的每个片段609可以反映当前帧中粒子的估计出的速度幅度)。用于向量图的颜色图键411-1(见图4)可以与向量流图像同时显示。除了颜色编码之外,每个小径的透明度可以线性分布,其中头部605处具有最高不透明度,而在尾部607处降低至最低不透明度。还可以在每个帧处更新透明度分布。也就是说,当在新的帧中添加新的分段609时,透明度可以在头部605处具有最高不透明度(例如50%或其它)并在尾部607处减小为例如100%的透明度来线性地重新分布。透明度可以线性地分布,例如沿着小径的长度在每个像素的基础上或在每分段的基础上。以这种方式,即使在静态图像中,无路径的透明度分布也可以增强识别流方向的容易性。

[0057] 如前所述,每个小径可以具有最大长度,所述最大长度可以是预设的或用户定义的。随着小径从帧到帧进行更新,由于在头部添加了新的分段同时保持了相同的尾部,因此在每个帧中其长度增长。一旦小径达到其最大长度(例如,在更新了特定数量的帧之后),其会通过删除粒子的最旧位置以及对应的最后分段(也称为尾部分段)来保持比最大长度短的长度。如果通过持续时间用更新小径的每个帧进一步定义小径,则小径的使用期变量增加,直到给定小径的使用期变量达到最大使用期,此时将小径从显示中删除。例如,备选地或额外,每个小径可以具有使用期,该使用期可以使用在创建小径时在最大小径长度和最大使用期之间随机生成的整数变量来定义。每帧的小径的年龄都会减少一(例如,每次更新小径时)。一旦年龄达到零,则小径将从向量图中被删除。可以同时或在不同的帧中创建新的小径,并为其分配另一随机使用期。利用该使用期特征,可以维持小径的平衡空间分布。

[0058] 可以使用迭代过程针对任何后续帧来更新小径。当由向量流处理器接收到输入时(例如,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)的阵列变量,以及包括“小径的头部”和“小径的使用期”的两个整数变量),检查小径的位置和使用期。如果小径位于流区域内,并且其使用期大于零,则将其定义为活动小径。如果小径移到流区域外部,或者其使用期为零,则将其定义为非活动小径。对于任何活动的小径,基于速度图来计算出新的头部,并将使用期减少一。任何非活动的小径从显示中被删除。例如,可以通过随机生成替换小径的新位置和新使用期来将非活动小径替换为新的小径。在更新每个小径的数据结构之后,向量流处理器可以生成(例如,通过插值)平滑且连续的无混淆线以可视化小径。基于速度幅度来对与每个小径相对应的线的颜色进行编码,并且沿其长度(即,从小径的新头部到新尾部)分布颜色编码的小径的透明度,以在显示器上绘制。

[0059] 图8示出了根据本公开的超声系统800的框图。系统800的一些或全部部件可以用于实施本文描述的可视化和量化系统中的任何的部件,例如图1的超声成像装置。在一些实

施例中,系统800可以包括根据本文描述的任何示例的处理器(例如,处理器850)和显示单元(例如,显示器838),例如参考图2所描述的。超声系统800可以包括超声换能器阵列。在所图示的示例中,超声换能器阵列814被提供在探头812中。在一些示例中,可以使用多个贴片来实现阵列814,每个包括换能器元件的子阵列,并且阵列814可以被配置为贴合地放置要在成像的对象上。阵列814可操作以朝着感兴趣的区域发射超声并接收用于对感兴趣区域(ROI)进行成像的回波。可以使用各种换能器阵列,例如,线性阵列、弯曲阵列或相控阵列。阵列814可以包括例如换能器元件的二维阵列,其能够在仰角和方位角维度上进行扫描以进行2D和/或3D成像。

[0060] 阵列814可以耦合到微波束形成器,所述微波束形成器可以位于探头中或超声系统基座中(例如,在基于推车的系统中,例如由Philips提供的SPARQ或EPIQ超声系统)。阵列814可以经由微波束形成器816耦合到超声系统基座,该微波束形成器816可以耦合(经由有线或无线连接)到通常位于基座中的发射/接收(T/R)开关818。T/R开关818可以被配置为在发射和接收之间切换,例如以保护主波束形成器822免受高能量发射信号影响。在一些实施例中,T/R开关818和系统中其它元件的功能可以并入探头中,例如可操作于耦合到便携式系统(例如由PHILIPS提供的LUMIFY系统)的探头。探头812可使用有线或无线连接通信地耦合到基座。

[0061] 从阵列814的超声脉冲的发射可以由耦合到T/R开关818和波束形成器822的发射控制器820来指导,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,例如控制面板842,其可以包括一个或多个机械控件(例如,按钮、编码器等),触敏控件(例如,触控板、触摸屏等),以及其它已知的输入设备。可以由发射控制器820控制的另一功能是波束转向的方向。波束可以从阵列814的传输侧向前转向(正交于其),或者针对更宽的视场以不同的角度转向。波束形成器822可以将来自个体贴片的换能器元件组的部分波束形成信号组合成完全波束形成信号。波束形成信号可以耦合到信号处理器826。系统800可以包括一个或多个处理器(例如,统称为处理器850的数据和图像处理部件),以用于响应于由可以在系统基座中提供的阵列814检测到的回波而生成超声图像数据。处理器850可以包括一个或多个CPU、GPU和/或ASIC的软件和硬件部件来实施,所述CPU、GPU和/或ASIC被特别配置为执行本文所述的功能以生成超声图像并提供用于显示超声图像的用户接口。

[0062] 例如,系统800可以包括信号处理器826,其被配置为以各种方式处理接收到的回波信号,例如通过带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器826还可以执行额外的信号增强,例如散斑减少、信号复合和噪声消除。经处理的信号可以耦合到B模式处理器828,以产生B模式图像数据。B模式处理器828可以采用幅度检测来对身体中的结构进行成像。由B模式处理器828产生的信号可以耦合到扫描转换器830和多平面重新格式化器832。扫描转换器830可以被配置为将回波信号布置在以期望的图像格式从其接收它们的空间关系中。例如,扫描转换器830可以将信号布置成二维(2D)扇形格式,或金字塔形或其他形状的三维(3D)格式。多平面重新格式化器832可以将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像(例如,B模式图像),例如如美国专利US 6443896 (Detmer)中描述的。时,体积绘制器834可以生成如从给定参考点观察的3D数据集的图像,例如,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中描述的。

[0063] 额外地或任选地,来自信号处理器826的信号可以耦合到多普勒处理器844,多普勒处理器844可以被配置为估计多普勒频移并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,其可以与B模式(或灰度)图像数据叠加,以用于显示常规双工B模式/多普勒图像。在一些示例中,多普勒处理器844可以包括多普勒估计器,例如自相关器,其中,速度(多普勒频率)估计基于滞后一自相关函数的自变量,并且多普勒功率估计基于滞后零自相关函数的大小。还可以通过已知的相域(例如,诸如MUSIC、ESPRIT等的参数频率估计器)或时域(例如,互相关)信号处理技术来估计运动。代替于速度估计器或者除了速度估计器之外,可以使用与速度的时间或空间分布有关的其他估计器(诸如加速度或时间和/或空间速度导数估计器)。在一些示例中,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)。然后可以根据颜色图将速度和功率估计映射到期望的显示颜色范围。然后,颜色数据(也称为多普勒图像数据)可以耦合到扫描转换器830,其中,多普勒图像数据被转换成期望的图像格式并且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。

[0064] 根据本公开的原理,系统800可以包括向量流处理部件,其可以被配置为执行信号和图像处理步骤,以量化和可视化图像数据,如本文所述。例如,向量流处理部件可以包括速度向量估计器854和可视化处理器856。速度向量估计器可以从信号处理器826接收信号,并执行速度估计以获得与角度无关的速度向量数据,如本文所述。速度向量数据(例如,向量流场)可以被传递到可视化处理器856,以生成速度向量数据的图形表示,包括向量场可视化数据和时空数据。来自扫描转换器830、多平面重新格式化器832、体积绘制器834和/或可视化处理器856的输出(例如,图像)可以耦合到图像处理器836,以在被显示于图像显示器854上之前进一步增强、缓冲和临时存储。系统可以包括图形处理器840,其可以生成图形叠加以与图像一起显示。这些图形叠加可以包含例如标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数和其它注释。出于这些目的,图形处理器可以被配置为从用户接口824接收输入,例如键入的患者姓名。尽管示出为单独的部件,但是本文中的处理器中的任何(例如,速度向量估计器854和/或可视化处理器856)的功能可以并入到其它处理器(例如,图像处理器836或体积绘制器834)中,从而得到单个或较少数量的离散处理单元。此外,尽管参考B模式处理器和多普勒处理器讨论了例如出于生成B模式图像或多普勒图像的目的对回波信号的处理,但是将理解,这些处理器的功能可以集成到单个处理器中,所述单个处理器可以与向量流处理部件的功能组合。

[0065] 图9是根据本公开的用于量化和可视化超声图像数据的示例方法的流程图。方法900可以包括从表示身体结构和在身体结构内流动的流体的超声数据生成图像,如图9中的框910所示。方法900还可以包括生成向量场数据,所述向量场数据包括在身体结构内流动的流体的轴向和横向速度分量,例如,如框912中所示。方法900可以通过以下继续:基于轴向和横向速度分量来对沿着身体结构的壁的多个位置计算速度概况,如框914所示。接下来,使用速度概况,可以针对沿壁的位置计算WSS值,并且可以生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据,如框916中所示。在方法的一些实施例中,生成WSS可视化数据可以包括在沿着壁的多个位置中的每个位置处生成WSS值的颜色图。在一些实施例中,生成WSS可视化数据可以包括生成风险估计的颜色图,所述颜色图可以至少部分地基于所计算的WSS值。方法900可以继续,其中,同时显示包括身体结构的图像(例如,B模式图像)与WSS可视化数据。在一些

实施例中,例如,如框918中所示,B模式图像数据和WSS可视化数据的时间序列(例如影片回放)用于提供时空信息的丰富动态显示。

[0066] 在一些实施例中,WSS可视化数据(例如,WSS值或风险估计的颜色图)被叠加到B模式图像上。在其它实施例中,WSS可视化数据可以邻近于B模式图像显示,但是仍然与其同步。在一些实施例中,可以以M模式图像的形式提供WSS可视化数据,如本文所述。例如,方法可以包括根据时间显示WSS值的图形表示,例如根据时间绘制的WSS值的颜色序列。在一些实施例中,可以将根据时间的WSS值的图形表示与对应的ECG信号迹线同步地显示。在根据本公开的实施例,可以实时地更新包括身体结构的图像(例如,B模式图像)和WSS可视化数据。在又另外的实施例中,方法可以包括生成向量场数据的图形表示,例如向量流的基于小径或箭头的可视化,并且向量场数据的图形表示可以与包括WSS可视化数据的图像同时显示,以提供三工模式显示。

[0067] 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。

[0068] 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示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。本文描述的处理器中的一个或多个的功能可以并入到更少数量或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用专用集成电路(ASIC)或响应于执行本文描述的功能的可执行指令而被编程的通用处理电路来实施。

[0069] 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。

[0070] 当然,要意识到,本文描述的示例、实施例或过程中的任何一个可以与一个或多个其他示例、实施例和/或过程组合,或者在根据本系统、设备和方法的单独设备或设备部分

之间分离和/或执行。

[0071] 最后,上述讨论仅旨在说明本系统,而不应被解释为将权利要求限制为任何特定实施例或实施例组。因此,尽管已经参考示例性实施例具体详细地描述了本系统,但是应意识到,本领域普通技术人员可以设计出许多修改和备选实施例,而不偏离如在权利要求中阐述的本系统的更广泛和预期的精神和范围。因此,说明书和附图要以说明性的方式来看待,而不是旨在限制权利要求书的范围。

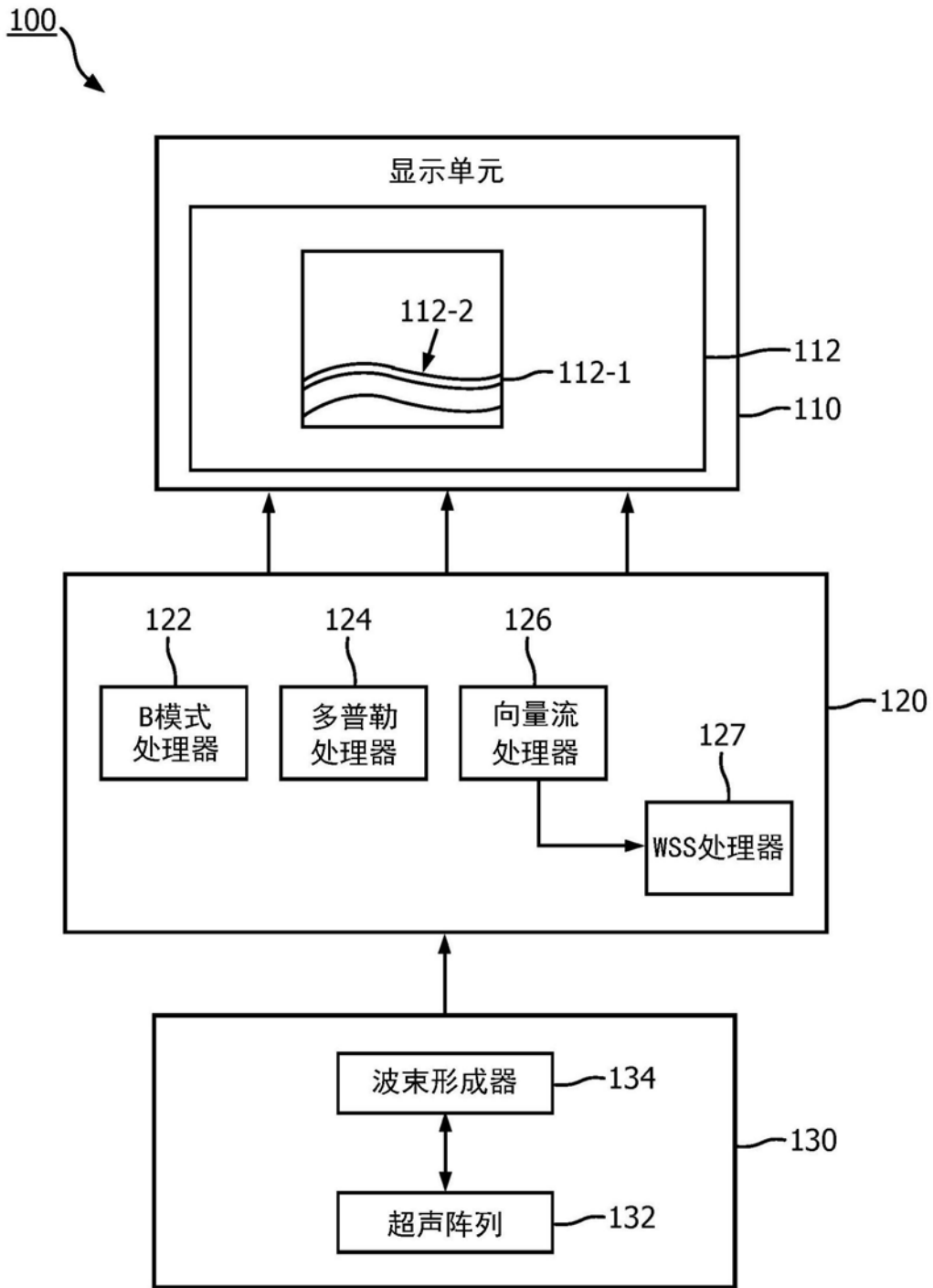


图1

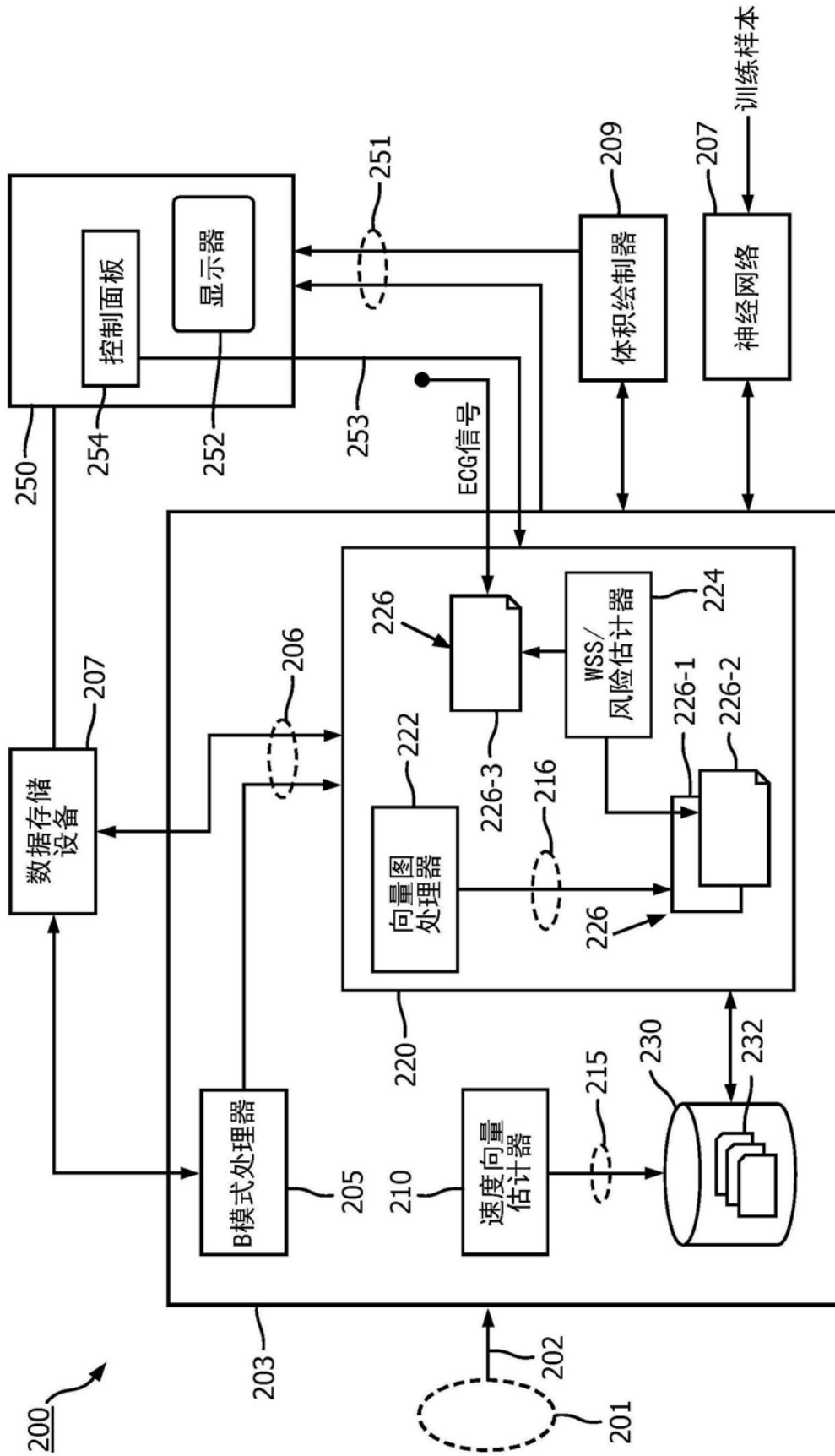


图2

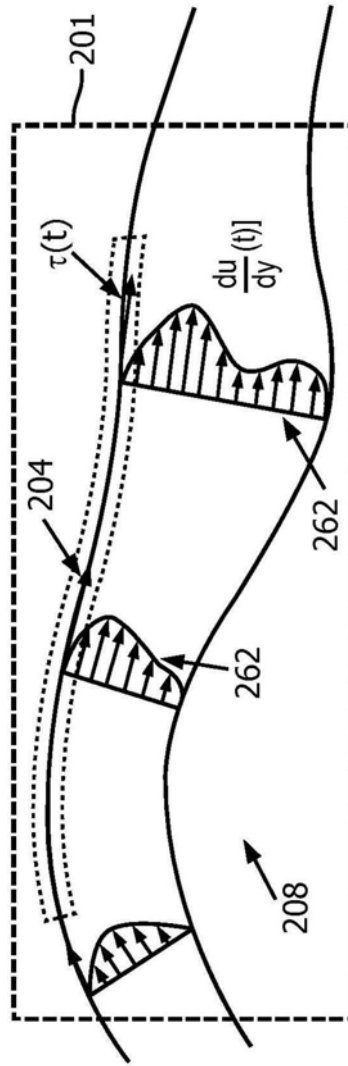


图3A

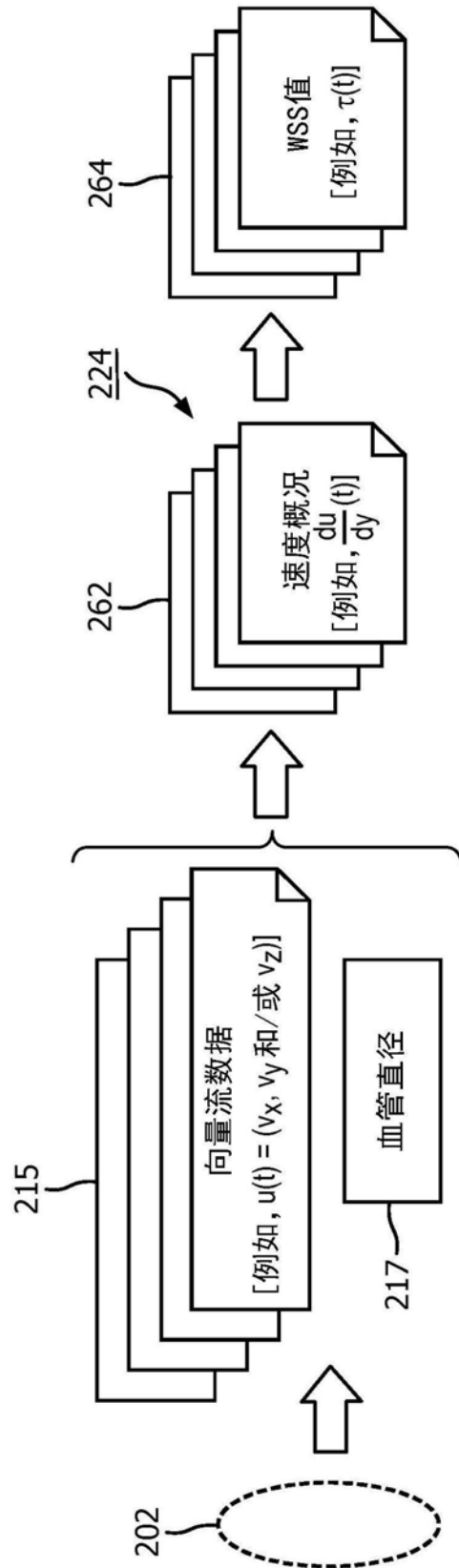


图3B

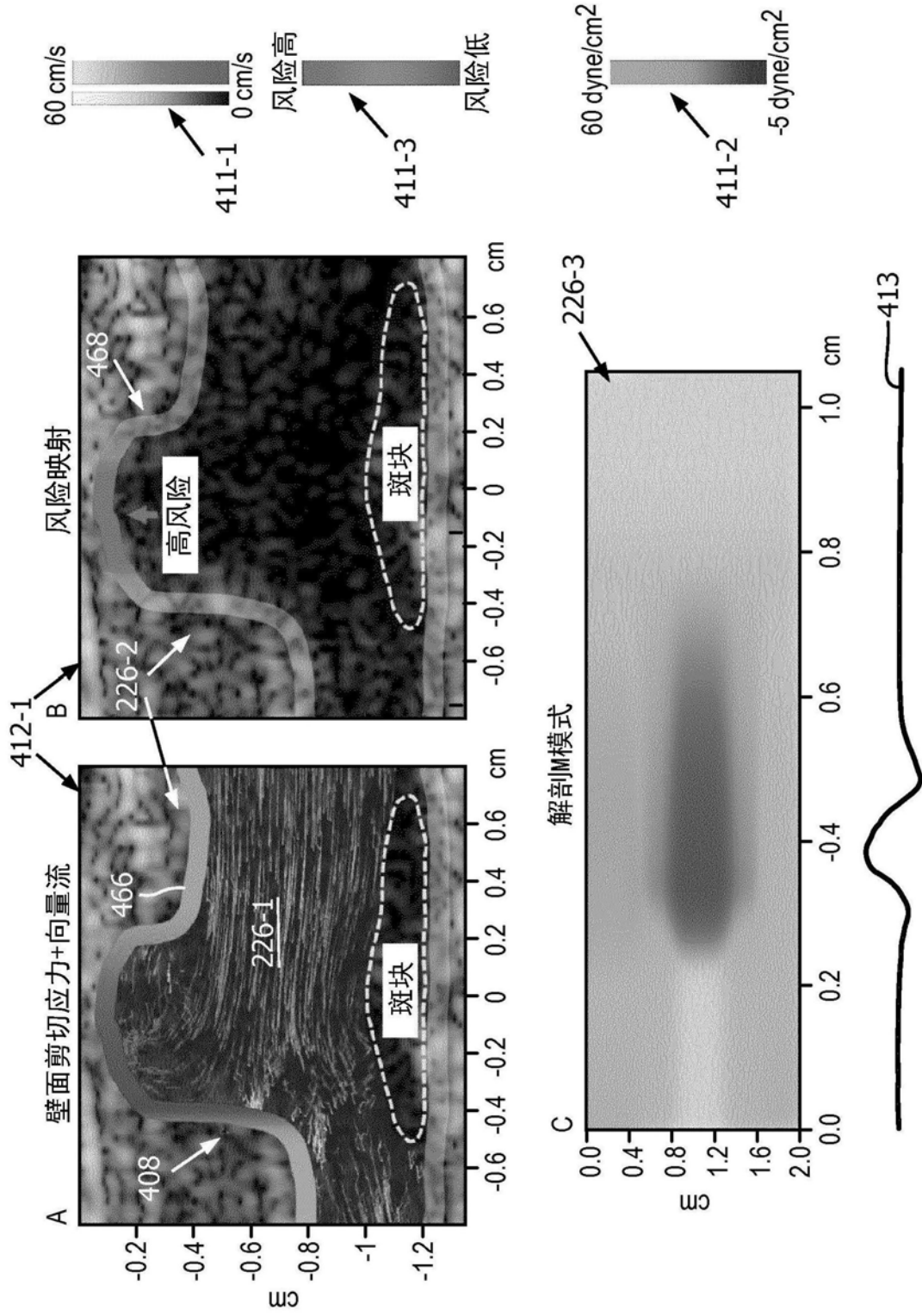


图4

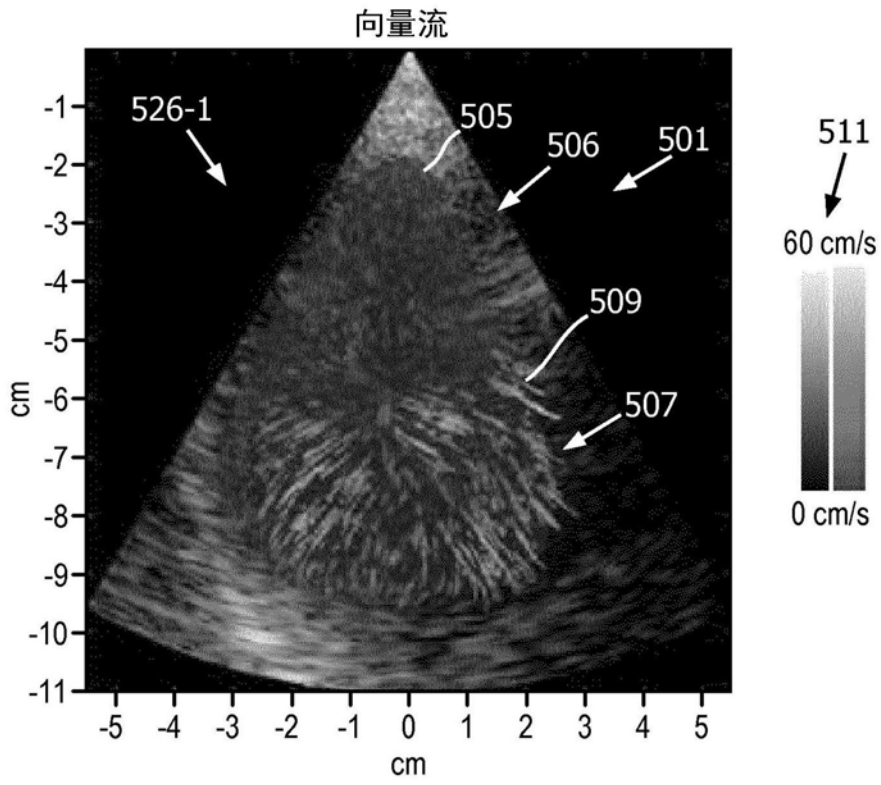


图5

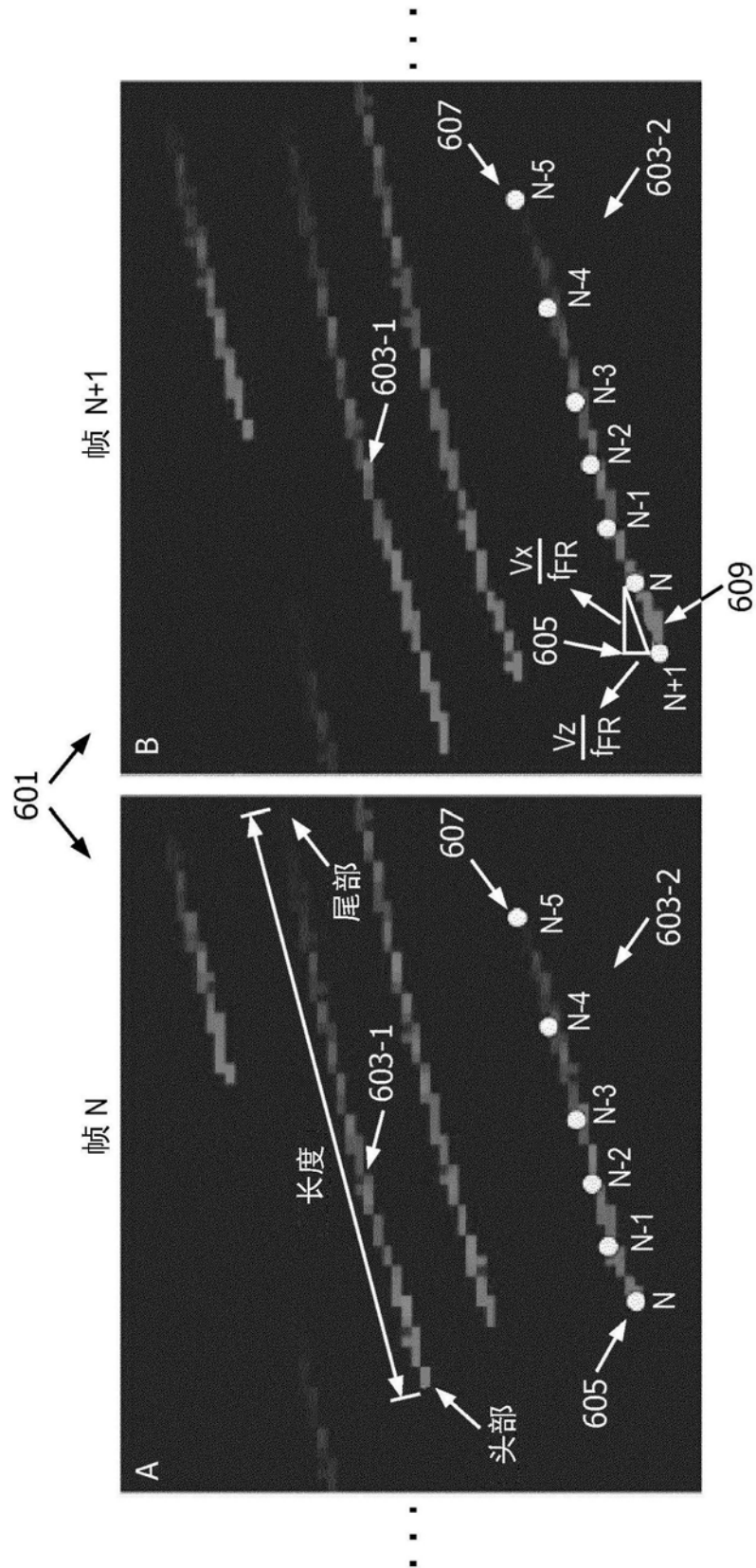


图6

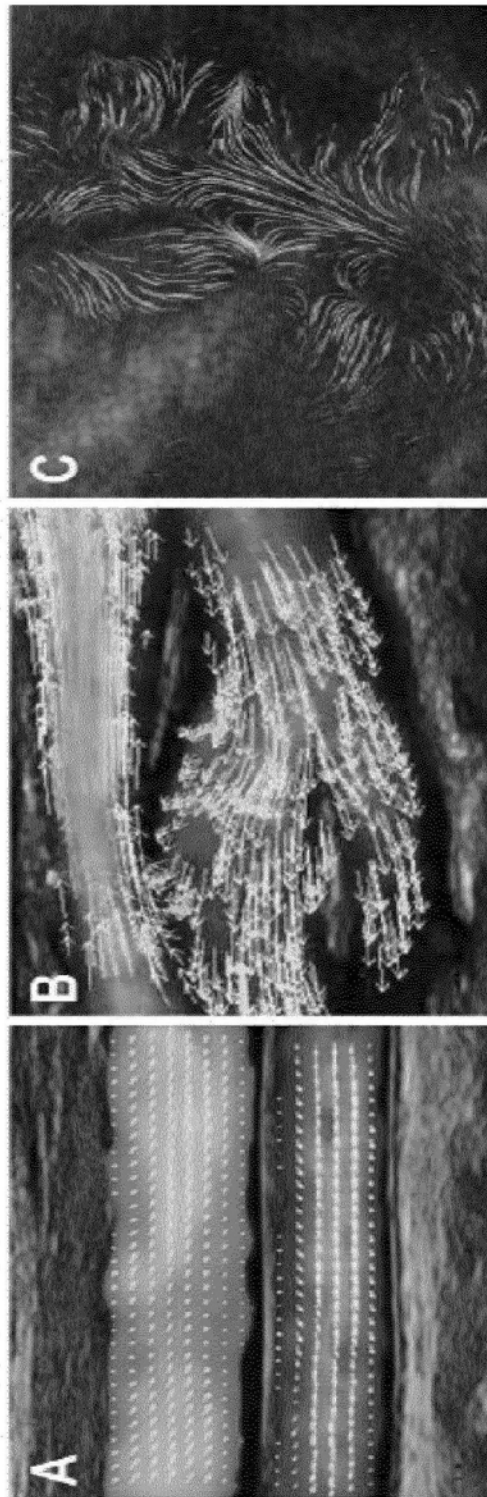


图7

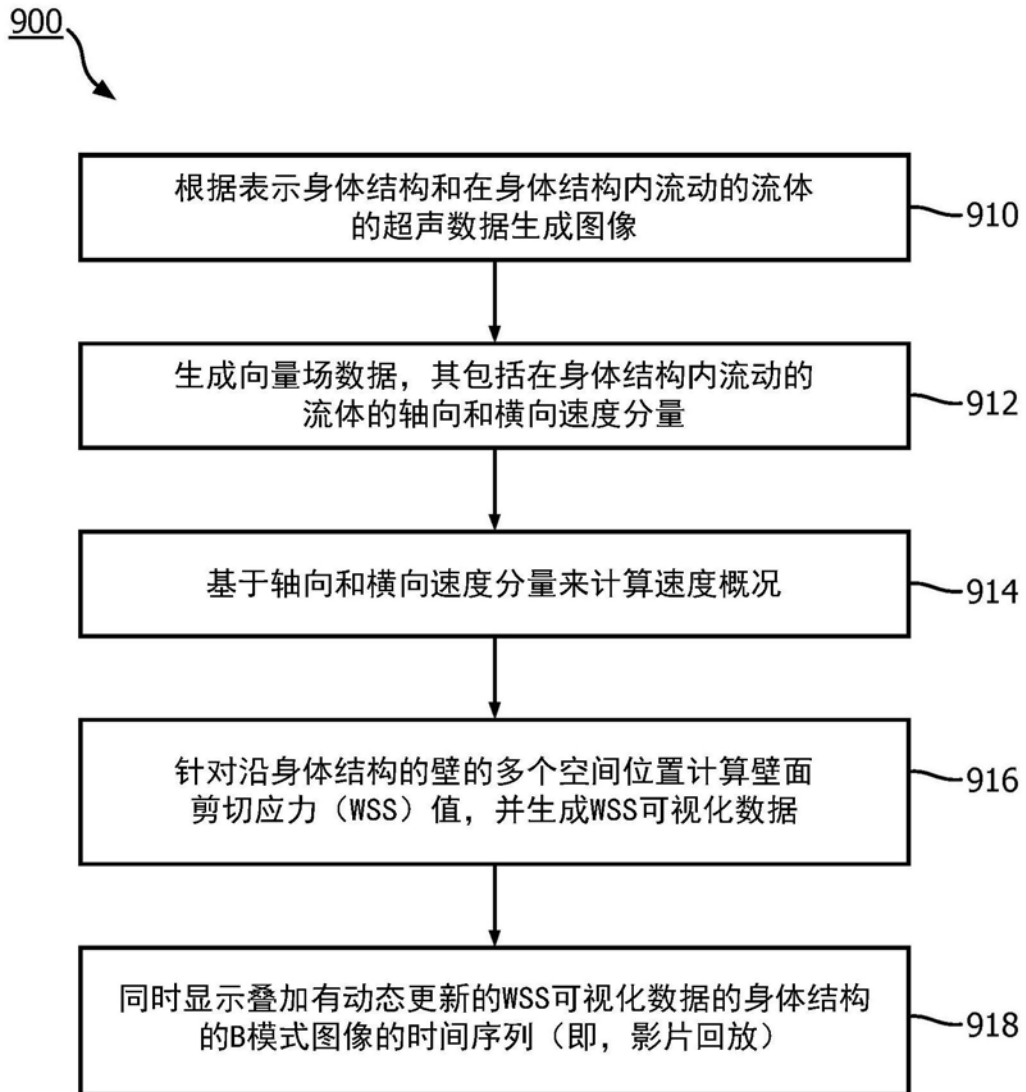


图9

专利名称(译)	用于血管中壁面剪切应力的同时可视化和量化的系统和方法		
公开(公告)号	CN110809801A	公开(公告)日	2020-02-18
申请号	CN201880043479.3	申请日	2018-05-04
[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 KW约翰逊 张亮		
发明人	汪世英 黄圣文 谢华 F·G·G·M·维尼翁 K·W·约翰逊 张亮		
IPC分类号	G16H30/20 A61B8/06 A61B8/08 G16H50/20		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5223 G16H30/20 G16H50/20 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20084 G06T2207/30101		
优先权	62/501448 2017-05-04 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本公开的系统可以包括：显示单元；处理器，其通信地耦合到显示单元和超声成像装置，以用于根据表示身体结构和在身体结构内流动的流体的超声数据生成图像。所述处理器可以被配置为：生成向量场数据，其包括在身体结构内流动的流体的轴向和横向(横切)速度分量；基于轴向和横向速度分量来计算沿着身体结构的壁的多个位置的速度概况；至少部分地基于速度概况来生成壁面剪切应力(WSS)可视化数据；并且使显示单元同时显示叠加有WSS可视化数据的包括身体结构的图像。

