



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110678129 B

(45) 授权公告日 2023. 01. 03

(21) 申请号 201880034477.8

(22) 申请日 2018.05.25

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 110678129 A

(43) 申请公布日 2020.01.10

(30) 优先权数据  
62/510,819 2017.05.25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.11.25

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2018/063756 2018.05.25

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02018/215641 EN 2018.11.29

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 谢华 汪世英 黄圣文

F · G · G · M · 维尼翁

K · W · 约翰逊 张亮

D · 霍普辛普森

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

专利代理师 刘兆君

(51) Int. Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01)  
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件  
US 2015141832 A1, 2015.05.21  
US 2011317881 A1, 2011.12.29  
US 2016174931 A1, 2016.06.23  
WO 2014140657 A1, 2014.09.18  
CN 106102587 A, 2016.11.09

审查员 刘统

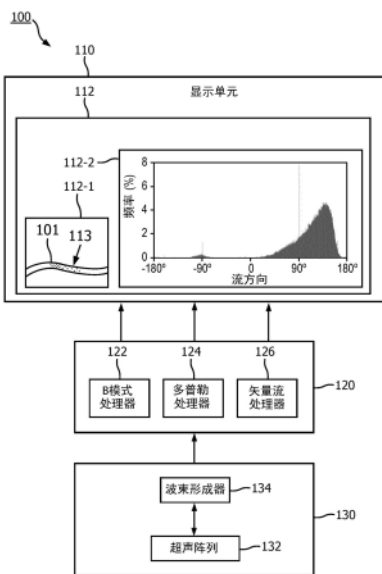
权利要求书2页 说明书17页 附图15页

## (54) 发明名称

用于使用矢量流数据对湍流血流的自动检测和可视化的系统和方法

## (57) 摘要

根据本公开的实施例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；以及处理器，其通信地耦合到所述显示单元和超声成像装置，所述超声成像装置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：估计在所述身体结构内流动的所述流体的轴向速度分量和横向速度分量，基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来确定所述图像内的多个流方向，基于流方向角度来对所述流方向进行区别地编码以生成流方向图，并且使所述显示单元同时显示包括叠加有所述流方向图的所述身体结构的所述图像。



1. 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;以及

处理器,其通信地耦合到所述显示单元和超声成像装置,所述超声成像装置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:

估计在所述身体结构内流动的所述流体的轴向速度分量和横向速度分量;

基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来确定所述图像内的多个流方向;

基于流方向角度来对所述多个流方向进行区别地编码以生成流方向图,其中,所述处理器被配置为使用包括至少三种不同颜色的色键来对所述多个流方向进行编码并且使所述显示单元显示所述色键的视觉表示;并且

使所述显示单元同时显示包括叠加有所述流方向图的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,所述多个流方向中与第一角度相关联的任意流方向被颜色编码以区别于所述多个流方向中与第二角度相关联的其他流方向,其中,所述第一角度、所述第二角度、或两者包括角度的范围。

3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述处理器还被配置为接收对流区域内的感兴趣区域的选择并且使所述显示单元显示关于所述感兴趣区域内的所述流方向的额外定量信息。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述处理器被配置为对所述流方向执行统计分析并且基于所述统计分析来自动选择所述感兴趣区域。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述处理器还被配置为响应于对所述感兴趣区域的所述选择而在所述图像中提供所述感兴趣区域的视觉指示。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述处理器还被配置为接收用户输入以移动自动选择的感兴趣区域或调整自动选择的感兴趣区域的大小。

7. 根据权利要求3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感兴趣区域内的所述流方向的直方图或所述感兴趣区域内的所述流方向的变化性的统计度量。

8. 根据权利要求3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2D直方图,所述2D直方图显示在所述感兴趣区域内的每个像素处的所述流方向中的至少两个流方向、在所述感兴趣区域内的每个像素处的速度大小、以及与所述感兴趣区域相关联的所述流方向或速度大小的变化性的统计度量。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,包括所述流方向图的所述图像是第一图像,其中,所述处理器还被配置为基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来生成矢量流成像数据并且使所述显示单元与所述第一图像同时显示叠加有所述矢量流成像数据的所述身体结构的第二B模式图像。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述超声成像装置由包括所述显示单元和所述处理器的超声成像系统提供,并且其中,所述超声成像系统被配置为实时生成并更新包括所述矢量流成像数据和所述流方向图的所显示的图像。

11. 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;

估计在所述身体结构内流动的所述流体的轴向速度分量和横向速度分量；

基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来确定所述图像内的多个流方向；

基于流方向角度来对所述多个流方向进行区别地编码以生成流方向图，其中，所述编码包括使用包括至少三种不同颜色的色键来对所述多个流方向进行编码并且显示所述色键的视觉表示；并且

显示包括叠加有所述流方向图的所述身体结构的所述图像。

12. 根据权利要求11所述的方法，还包括接收对流区域内的感兴趣区域的选择并显示关于所述感兴趣区域内的所述流方向的额外定量信息。

13. 根据权利要求12所述的方法，还包括由处理器对所述流方向执行统计分析，并且其中，所述感兴趣区域是由所述处理器基于所述统计分析来自动选择的。

14. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述的显示关于所述感兴趣区域内的所述流方向的额外定量信息包括显示所述感兴趣区域内的所述流方向的直方图或所述感兴趣区域内的所述流方向的变化性的统计度量。

15. 根据权利要求12或14所述的方法，其中，所述的显示额外定量信息包括显示直方图，所述直方图显示针对所述感兴趣区域内的像素的所述流方向中的至少两个流方向、针对所述感兴趣区域内的像素的速度大小、以及与所述感兴趣区域相关联的所述流方向或速度大小的变化性的统计度量。

## 用于使用矢量流数据对湍流血流的自动检测和可视化的系统 和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年5月25日提交的美国临时申请No.62/510,819的权益和优先权,通过引用将其整体并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及用于使用矢量流成像对湍流血流的自动检测和可视化的超声系统和方法。

### 背景技术

[0004] 正常的心血管血流通常是层流的。在存在诸如血管狭窄、斑块积聚和心脏瓣膜失灵的疾病的情况下,血流可能会在时间和空间上呈现出湍流的和紊乱的模式。超声多普勒血流成像已用作血流血液动力学的评估和量化的无创诊断工具。在典型的多普勒检查中,首先使用二维(2D)彩色或功率多普勒成像来视觉地评估血管通畅性、血管狭窄或心脏内血流,随后可以使用频谱多普勒对特定部位进行进一步定量测量。频谱多普勒可以提供更高准确度的速度测量结果。尽管仍作为一种广泛使用的工具,但传统的多普勒成像是角度相关的,并且只能提供沿轴向方向的一维速度估计,其中流被表征为远离或朝向声束。传统的多普勒无法解析真正的流方向,因此会在速度上引入测量偏差。这限制了其在准确的流评估和量化中的应用。

### 发明内容

[0005] 本发明提供了用于利用矢量流成像数据对湍流血流的自动检测和可视化的系统和方法。在特定实施例中,根据本发明的系统和方法使用矢量流数据来确定流方向和速率的局部变化,并以各种方式在用户界面上显示那些变化,例如在直方图显示中显示那些变化。对要定位的以及为其提供流方向和/或速率的特定点的确定可以是响应于用户输入的(例如,用户选择的感兴趣区域)或自动的(例如,响应于由系统对可疑区域的确定)。因此,本发明的技术提供了增强的且更准确的流模式表征和湍流可视化,以帮助医师诊断和监测各种心血管疾病,包括动脉狭窄和心脏疾病。

[0006] 根据本公开的实施例的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;以及处理器,其通信地耦合到所述显示单元和超声成像装置,所述超声成像装置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:估计在所述身体结构内流动的所述流体的轴向速度分量和横向速度分量,基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来确定所述图像内的多个流方向,基于流方向角度来对所述流方向进行区别地编码以生成流方向图,并且使所述显示单元同时显示包括叠加有所述流方向图的所述身体结构的所述图像。

[0007] 在一些实施例中,处理器可以被配置为使用包括至少三种不同颜色的色键来对所

述流方向进行编码并且使显示器显示所述色键的视觉表示。三种不同颜色中的每一种都可以被分配给特定的流方向。例如,流的标称零取向可以被选择为诸如从图像的左到右的取向,并且与该取向对齐的任何速度矢量可以被称为具有相对于标称的零增量取向。在其中三种不同颜色使用是原色红色、蓝色和黄色的一个示例中,红色可以被分配给与标称角度为0度的速度矢量,即在此示例中为指示从图像的左到右的方向上的流的纯横向速度矢量(即具有零轴向分量)其。然后蓝色可以被分配给180度的角度增量,即在此示例中为指示从图像的右到左的方向上的流的纯横向速度矢量(即,具有零轴向分量),而黄色可以被分配给+90的角度增量或-90的角度增量,其在此示例中将为分别指示从图像的底部到顶部或从图像的顶部到底部的方向上的流的纯轴向速度矢量(即,具有零横向分量)。可以通过在原色之间生成颜色梯度(例如,使用线性插值)来分配与纯横向速度矢量和/或纯轴向速度矢量之间的所有流方向相对应的颜色。不同颜色和它们之间的梯度的任何其他组合可以用于以颜色对流方向进行区别地编码。在一些实施例中,色键的视觉表示可以是色条的形式,其可以被配置为显示颜色梯度和对应的流体流方向。在其他实施例中,色键的视觉表示可以是色轮的形式。色轮可以在x-y坐标系上居中,其正x轴与0度或标称流方向对齐,而正y轴与相对于标称流方向的+90度对齐。可以将颜色梯度叠加到色轮上,以提供与不同流方向相对应的颜色的视觉指示。

[0008] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为接收对流区域内的感兴趣区域(ROI)的选择并且使所述显示单元显示关于所述ROI内的所述流方向的额外定量信息。在一些实施例中,由所述处理器接收的对所述ROI的所述选择可以是响应于用户输入的。例如,用户可以指定流区域内的子区域,例如通过在颜色图显示的一部分上点击并拖动光标以指示由用户基于颜色图显示在视觉上识别的潜在可疑区域。在其他实施例中,由所述处理器接收的对所述ROI的所述选择可以是响应于由所述处理器对可疑区域的自动识别的。例如,所述处理器可以被配置为对从矢量流分析获得的流方向执行统计分析,并且可以被配置为识别流区域内的呈现湍流的子区域。所述ROI可以由所述处理器自动选择,例如,以对应于所识别的湍流的子区域。一旦处理器已经识别出可疑区域并且选择了ROI,处理器就可以被进一步配置为在图像中提供ROI的视觉指示。在一些实施例中,用户界面可以提供用户控件以使用户能够移动ROI(例如由处理器自动识别的ROI)和/或调整ROI(例如由处理器自动识别的ROI)的大小。

[0009] 在一些实施例中,在识别出ROI(例如,与可疑区域相对应的区域)之后,处理器可以被配置为使显示单元显示关于ROI的额外定量信息,例如一个或多个直方图。如本文所述,处理器可以被配置为使用多方向速度数据来执行统计分析,并且可以被配置为使显示器显示ROI内的流方向的直方图或ROI内的流方向的变化性的统计度量。在一些实施例中,处理器可以被配置为使显示器显示二维(2D)直方图,该二维直方图显示在ROI内的每个像素处的流方向中的至少两个流方向、在ROI内的每个像素处的速度大小、以及与ROI相关的流方向或速度大小的变化性的统计度量。在一些实施例中,直方图可以与流可视化信息(例如,包括流方向的矢量流图或颜色图的叠加图像)同时显示,而在其他实施例中,直方图可以被显示和/或输出到报告,而不管是否显示流体流的可视化信息。

[0010] 在一些实施例中,流方向图、直方图显示和/或矢量流成像信息可以实时更新。在进一步的实施例中,处理器可以被配置为使用时间平均值来生成直方图,该时间平均值例

如在预编程的或用户选择的时间段内,例如在心动周期或其分数的给定部分(例如,收缩压的持续时间)内求平均。在后者的情况下,系统可以接收ECG信号以确定与在其内对数据进行平均的心动周期的相位相对应的时间段。

[0011] 在一些实施例中,处理器可以被配置为使显示单元同时显示两幅或更多幅超声图像,并且在一些情况下额外地显示关于流体流的定量信息。例如,包括流方向图的图像可以是第一图像,其可以与包括也基于轴向速度分量和横向速度分量的矢量流成像(VFI)数据的图像同时显示。类似于具有流方向的图像,VFI数据可以叠加在身体结构的另一背景B模式图像上。包含流方向的显示可以与VFI数据同步,例如在实时显示图像时,使得在两个矢量流可视化显示中的每一个中显示对应的帧。在一些实施例中,本文描述的可视化和量化系统可以并入超声成像装置中。也就是说,处理器和显示单元可以是超声成像系统的部件,该超声成像系统还包括或被配置为可操作地耦合到用于采集超声图像数据的超声探头。

[0012] 根据本公开的另外的实施例的一种系统可以包括:显示单元;以及处理器,其通信地耦合到所述显示单元和超声成像装置,所述超声成像装置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估计在所述身体结构内流动的所述流体的轴向速度分量和横向速度分量;基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来确定所述图像内的多个流方向,所述流方向中的每个限定一角度。所述处理器还可以被配置为自动识别包括具有统计显著性的流方向的流子区域;并且使所述显示单元显示包括所述身体结构和所识别的统计显著的流子区域的所述图像。在一些实施例中,包括具有统计显著性的流方向的流子区域可以是流区域内的包括与超过或满足阈值的移动平均值和/或标准偏差相关联的流方向的区域或ROI。在一些实施例中,所述处理器还可以被配置为同时显示自动识别的子区域内的流方向的直方图。在实施例中,所述直方图可以是子区域内的流方向和流方向速度的2D直方图或3D直方图。

[0013] 根据一些实施例的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所述身体结构内流动的流体的超声数据来生成图像;估计在所述身体结构内流动的所述流体的轴向速度分量和横向速度分量;基于所述轴向速度分量和所述横向速度分量来确定所述图像内的多个流方向;基于流方向角度来对所述流方向进行区别地编码以生成流方向图;并且显示包括叠加有所述流方向图的所述身体结构的所述图像。在一些实施例中,所述方法可以包括接收对流区域内的感兴趣区域(ROI)的选择并显示关于所述ROI内的流方向的额外定量信息。对所述ROI的所述选择可以是响应于用户输入的,或者其可以由系统自动选择。在所述方法的一些实施例中,处理器可以对流方向执行统计分析,并且ROI可以由处理器基于统计分析来自动选择的。在一些实施例中,显示关于ROI内的流方向的额外定量信息可以包括显示针对ROI内的像素的流方向中的至少两个流方向、针对ROI内的像素的速度大小、以及与ROI相关联的流方向或速度大小的变化性的统计度量。在一些实施例中,显示额外定量信息可以包括显示3D直方图,所述3D直方图绘制例如在ROI中的每个像素处的流方向中的任何两个流方向、在对应像素处的速度大小、或者与ROI相关联的流方向或速度大小的变化性的统计度量。基于波束角度无关的速度数据,其他参数可以例如以1D或2D直方图被量化并呈现给用户。在一些实施例中,所述方法还可以包括基于波束角度无关的速度分量同时显示包括叠加有矢量图的B模式背景图像的一幅或多幅额外图像。

[0014] 根据本公开的方法中的任何或其步骤可以体现在一种包括可执行指令的非瞬态

计算机可读介质中,所述可执行指令在运行时可以使医学成像系统的处理器执行体现于其中的方法或步骤。

## 附图说明

[0015] 图1是根据本发明的原理的可视化和量化系统的框图。

[0016] 图2是根据本发明的原理的可视化和量化系统的另一框图。

[0017] 图3A和图3B示出了根据本发明的原理的特别是流过健康颈动脉的身体结构的超声图像的屏幕截图以及对应的速度矢量可视化和流方向图。

[0018] 图4A和图4B示出了根据本发明的原理的在这种情况下流过具有斑块的颈动脉的另一种身体结构的超声图像的屏幕截图以及对应的速度矢量可视化和流方向图。

[0019] 图5A和图5B示出了在与图3A和图3B中的颈动脉血流相关联的两个ROI处的示例直方图。

[0020] 图6A和图6B示出了在与图4A和图4B中的颈动脉血流相关联的两个ROI处的示例直方图。

[0021] 图6C和图6D示出了在与图4A和图4B中的颈动脉血流相关联的两个ROI处的示例2D直方图。

[0022] 图7示出了根据本发明的原理的超声图像数据的两个连续帧的一部分的图示以及用于更新帧中的基于路段的信息(例如用于提供矢量流可视化)的技术。

[0023] 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。

[0024] 图9示出了根据本公开的示例的过程的流程图。

[0025] 图10示出了使用健康血管中的流的波束无关的速度生成的颜色图的示例。

[0026] 图11示出了使用具有斑块的颈动脉中的流的波束无关的速度生成的颜色图的示例。

## 具体实施方式

[0027] 某些示例性实施例的以下描述本质上仅是示例性的,并且决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,参考了构成其一部分的附图,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,可以利用其他实施例,并且可以在不脱离本系统的精神和范围的情况下进行结构和逻辑上的改变。此外,出于清楚的目的,当某些特征的详细描述对于本领域技术人员而言是显而易见的时将不再对其进行讨论,以便不会使本系统的描述模糊不清。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。

[0028] 矢量流成像(VFI)可以在心血管应用中用于可视化和量化复杂血流测量结果,以更好地诊断狭窄和血管系统的其他状况。由于传统的多普勒超声仅允许沿轴向方向(即,沿波束方向)的速度估计,因此已经引入了新的矢量流成像技术以允许多方向(也称为波束角度无关)的速度估计。另外,矢量流成像技术可以用于使用例如基于固定箭头的可视化、基于自由箭头的可视化或基于路段的可视化来可视化多方向速度估计(例如,参见图3A)。对于基于固定箭头的可视化,流速度的大小被编码为颜色强度,并且与箭头的长度成比例。箭

头和颜色都显示了流速度的方向。箭头的尾部在空间上是固定的。对于基于自由箭头的可视化,自由箭头用于动态跟踪血流。流速度的大小被颜色编码,并且与箭头的长度成比例。流速度的方向由箭头指示。在VFI的上下文中,流线可以定义为与流的速度矢量瞬时相切的一族曲线,路径线可以定义为流粒子在流动期间忠实遵循的一族轨迹。对于基于路段的(即流线,路径线)可视化,通过弯曲的路段来实现对流轨迹的动态曲线跟踪。路段可以看作是路径线的短的前段或部分,其当距尖端的距离超过给定的阈值(其被定义为路段长度)时开始淡出。流速度的大小被颜色编码,并且与路段的长度成比例。流速度的方向由路段的移动方向指示。总体而言,在这三种可视化方法中,基于路段的可视化是最直观的方法,有可能取代VFI的其他可视化方法。

[0029] 虽然是对传统多普勒成像的改进,但矢量流成像的现有实施方式可能仍具有局限性。例如,在现有的基于固定箭头的可视化技术中,箭头的长度不是速度大小的直接度量,因此图像的解读对于用户而言可能不如所期望的那么直观。在现有的基于自由箭头的可视化技术中,箭头通常是直线,并且可能不是弯曲轨迹的良好表示。此外,为每个流线包含箭头可能会使可视化混乱,并且再次变得不太直观。而且,在现有的基于自由箭头和基于路段的可视化中,编码的颜色图和箭头(路段)的长度都不是速度大小的直接度量。因此,无法获得对血流的直接测量和准确量化。现有技术通常也无法获得关于流的定量信息。现有VFI技术的额外缺点可以包括不能在某些感兴趣的位置处执行对血流的点测量,这可能进一步限制VFI提取血流的详细的时空信息的能力。根据本公开的示例可以解决现有的VFI系统和方法的缺点中的一个或多个。

[0030] 在存在心血管疾病的情况下,血流时空模式可以从正常变为异常。基于超声多普勒的血流成像已成为用于测量和评估血流血液动力学的广泛使用的诊断工具。然而,由于其固有的角度相关性,传统的多普勒技术(例如彩色多普勒)仅提供波束方向上的一维速度测量结果,因此限制了其在流方向的完全解析方面的性能。根据本发明的原理,克服了现有多普勒成像技术的角度相关性限制的新兴的矢量流成像(VFI)技术可以用于获得更准确的流速度(速率和方向)测量结果。通过矢量流成像获得的波束角度无关的速度信息随后能够用于以更高的准确度识别并量化湍流血流。湍流通常在流方向以及速率上呈现出较大的变化。已经开发了若干种VFI技术,这些技术可以通过其获得波束角度无关(也称为多方向)的速度估计的能力来克服传统多普勒的局限性。例如,如将进一步描述的,可以在本公开的一些实施例中采用诸如基于固定箭头的可视化、基于自由箭头的可视化和基于路径的可视化的技术来可视化流体流速度估计。本公开涉及利用基于VFI的技术进行湍流检测和评估的系统和方法。这些特征可以表征流模式,可视化湍流并协助医生诊断动脉狭窄和心脏疾病。

[0031] 图1示出了根据本公开的实施例的系统100的框图。根据本公开的实施例的用于超声成像数据的可视化和量化的系统100可以包括:显示单元110;以及处理器120,其通信地耦合到该显示单元和超声成像装置130,该超声成像装置用于根据表示身体结构101(例如,血管)和在身体结构内流动的流体的超声数据来生成图像。可以使用诸如被动或触敏LCD、LED或OLED技术的任何类型的合适的显示技术来实现显示单元120。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,其可以容纳在外部或血管内探头中;以及波束形成器134,其可以在成像控制器的控制下操作以引导超声波束并使用超声阵列132接收来自对象(例如,患者)的超声回波,然后对超声回波进行波束成形并将其传送到一个或

多个处理器以进行进一步的处理和图像生成。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,该超声成像装置可以例如是由飞利浦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过程并且已经存储在存储器(例如,图片存档和通信系统(PACS)的存储器存储设备)中以供处理器120稍后访问的成像数据。

[0032] 处理器120可以被配置为生成与两种或更多种成像模式(例如B模式、多普勒成像、矢量流成像等)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,诸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112-1可以被显示为从多种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)可以叠加有彩色流多普勒数据,以提供例如彩色流多普勒图像。在一些实施例中,处理器120可以被配置为生成矢量场数据,该矢量场数据包括在身体结构内流动的流体的轴向速度分量和横向速度分量。为此,处理器120可以包括矢量流处理器126,该矢量流处理器被配置为根据从成像设备130接收的波束形成的RF信号来生成波束角度无关的速度估计。处理器120可以进一步被配置为基于矢量场数据来生成矢量流成像(VFI)数据,类似于B模式/多普勒双工成像,该数据可以叠加在背景B模式图像上。

[0033] 根据本发明的原理,处理器120可以被配置为估计流体粒子的波束角度无关的速度(例如,在身体结构内流动的流体的轴向速度分量、横向速度分量、以及在3D成像的情况下的高度速度分量),也称为多方向速度数据或矢量场数据,并显示包括基于多方向速度数据的可视化数据的一幅或多幅图像112-1。处理器120可以被配置为基于轴向速度分量和横向速度分量来确定图像内的多个流方向,并且基于流方向角度来对流方向进行区别地编码,诸如以生成流方向图。例如,在图像的流区域内的任何给定位置处(例如,在图像的被定义为流区域的区域内的每个像素处,该区域可以对应于由身体结构包围的区域)的流的方向可以根据矢量场数据来获得并且可以用于进一步的可视化和量化,如下文进一步所述。在一些示例中,然后可以使用多方向速度数据(例如,轴向速度分量和横向速度分量)来生成颜色图113,例如流方向图,其用颜色对从多方向流动数据获得的参数(例如流区域中的流方向位置)进行编码。由于本公开的颜色图是基于波束角度无关的速度估计的,因此可以实现与流相关联的参数(例如,流方向和/或与流相关联的定量信息)的更准确的可视化,否则,使用传统彩色流多普勒才能获得,而彩色流多普勒无法提供准确的流方向或无法量化流参数。

[0034] 在一些实施例中,处理器120可以被配置为接收对流区域内的感兴趣区域(ROI)的选择,并使显示单元110同时显示关于ROI内的流方向的额外定量信息。由处理器接收的对ROI的选择可以是响应于用户输入的或者是响应由处理器120对感兴趣区域的自动识别的。在一些实施例中,一旦选择了ROI,处理器120就可以被配置为使显示单元110显示关于ROI的额外定量信息112-2,例如一个或多个直方图。如本文所述,处理器120可以被配置为使用多方向速度数据来执行统计分析,以生成1D或2D直方图。根据本发明,可以在1D或2D直方图

上绘制各种参数,包括在ROI中的每个像素处的流方向、在每个像素处的大小、或各种统计参数(例如,统计变化性的度量,例如均值、中位数、标准偏差或高阶统计参数)。例如,系统100可以以伴随有统计分析(例如,均值、标准偏差和/或高阶统计)的流方向和/或速率的直方图的格式显示流分布。矢量场数据(例如,VFI图像或流方向图图像)的可视化可以与(一个或多个)直方图同时静态或动态地实时显示(例如,其中图像中的每幅图像和直方图中绘制的统计数据可以实时动态更新)。在其他示例中,这些显示可以是回顾性的,例如在生成以在分析工作站上显示而不是在成像系统上实时显示时。在其他示例中,图像可以是回顾性的,例如当成像系统处于冻结模式时通过使用影像回放。

[0035] 在系统的一些实施例中,在已经估计了多方向速度数据(例如,轴向速度分量和横向速度分量)之后,处理器120可以被配置为自动确定包括具有统计显著性的流方向的流子区域并且使显示单元显示包括身体结构和所识别的统计显著的流子区域的图像。也就是说,在一些实施例中,统计分析可以用于识别ROI,并且另外,可选地,显示与ROI相关联的直方图,而不管是否生成并显示流区域的额外可视化(例如,矢量流图或流方向颜色图)。在一些实施例中,包括具有统计显著性的流方向的流子区域可以是流区域内的包括与超过或满足阈值的移动平均值和/或标准偏差相关联的流方向的区域或ROI。在一些实施例中,处理器120还可以被配置为同时显示自动识别的子区域内的流方向的直方图。直方图可以是子区域内的流方向和流方向速度的2D直方图或3D直方图。

[0036] 在一些实施例中,处理器120可以被配置为使显示单元110同时显示两幅或更多幅超声图像112-1,并且在一些情况下还额外地同时显示关于流体流的定量信息(例如,直方图)。例如,包括流方向图的图像可以是第一图像,其可以与包括也基于轴向速度分量和横向速度分量的矢量流成像(VFI)数据的图像同时显示。类似于具有流方向的图像,VFI数据可以叠加在身体结构的另一背景B模式图像上。包含流方向的显示可以与VFI数据同步,例如在实时显示图像时,使得在两个矢量流可视化显示的每一个中显示对应的帧。在用户选择的ROI的情况下,可以通过在流方向图显示或VFI显示上进行交互(例如,点击和拖动窗口)来完成对ROI的选择以供进行进一步的定量分析(例如,统计分析和显示)。在一些实施例中,本文描述的可视化和量化系统可以与超声成像装置集成,以提供具有本文描述的功能的超声成像系统。这种超声波成像系统的示例将在下面参考图8进一步描述。

[0037] 图2示出了根据本公开的实施例的系统的部件的框图。系统200的部件还将参考图3-6进行描述,这些图示出了由根据本文的一些示例的用于可视化和量化的系统提供的用户界面窗口。身体结构的超声图像的屏幕截图的多个示例在图3-6中显示以便有助于更好地说明本发明的原理。如图2所示,系统200可以包括处理器203和显示单元252。处理器203可以是超声成像系统的一部分,并且可以包括B模式处理器205或与该B模式处理器通信耦合,该B模式处理器被配置为生成扫描的解剖结构(例如,诸如血管的身体结构101以及在该身体结构内流动的流体)的B模式图像。

[0038] 根据本发明的原理,处理器203可以被配置为生成多方向速度数据,并使用户能够可视化和量化多方向速度数据的各个方面。为此,处理器203可以包括速度矢量估计器210和可视化处理器220。速度矢量估计器210可以被配置为处理接收到的信号(例如,从超声成像装置的信号处理器接收到的正交或I/Q信号)以估计在流区域内的任何给定位置中的流体的波束角度无关的速度,可互换地称为矢量场数据215。在本公开的上下文中,矢量场数

据215可以包括在身体结构内流动的流体的波束角度无关的速度估计(例如,轴向速度分量、横向速度分量和/或高度速度分量)。速度矢量估计器210可以利用任何当前已知或以后开发的技术来获得波束角度无关的速度数据,例如使用以足够高的脉冲重复频率(PRF)执行的超快多普勒成像以便获得足够高的帧率而实现速度矢量估计,使用横向振荡方法或合成孔径方法(例如,如Jensen等人的“Recent advances in blood flow vector velocity imaging”(2011IEEE International Ultrasonics Symposium, pp.262-271)中所述,该文献的公开内容为了任何目的通过引用整体并入本文)或任何其他矢量流成像技术。

[0039] 速度矢量估计器210可以输出矢量场数据215的帧232,这些帧可以被传递到可视化处理器220或临时存储在帧缓冲器230中,例如,直到由可视化处理器220访问以生成矢量场可视化数据226和/或统计分析。例如,矢量场数据帧232可以存储在缓冲器230中,直到已经获得足够数量的帧以生成时间平均的定量显示或直方图。在其他示例中,缓冲器230可以存储可视化数据的帧(例如,矢量流图或流方向图的帧),直到它们被访问以与对应的B模式图像帧同时显示。帧缓冲器230可以存储在可视化和量化过程的各个阶段使用的成像数据的帧,例如,矢量场数据215的帧、矢量场可视化数据的帧(例如,矢量流图和/或流方向图)、以及通过对矢量流数据的统计分析获得的矢量流参数或各种参数的定量信息(例如直方图或其他图形或曲线图)(在这样的数据在显示器上呈现给用户之前)。在一些实施例中,可视化和量化数据可以额外地或备选地被发送到永久性存储设备207(例如,PACS服务器的存储设备),在其中可以将其存储以供将来访问。在一些实施例中,处理器203可以额外地或备选地从存储设备207接收根据本公开的生成图像所需的超声成像数据中的一些或全部。如所描述的,处理器203可以实时地从超声成像装置接收超声成像数据202(例如,在扫描对象201并对应地扫描身体结构101的同时),而在其他实施例中,处理器203可以从存储设备207取回先前采集的超声成像数据,以用于根据本文的示例而生成图像。

[0040] 矢量场数据的帧可以耦合到可视化处理器220,该可视化处理器被配置为基于波束角度无关的速度数据来提供不同类型的视觉和定量信息(例如,图像帧226)。可视化处理器220可以包括矢量图处理器222和颜色图处理器224中的至少一个,其被配置为生成用于使矢量流数据的某些方面可视化的颜色叠加。例如,矢量图处理器222可以生成与流区域相关联的速度矢量中的一些或全部的视觉表示。这些视觉表示(其可以在本文中可互换地称为矢量流图)可以采用固定箭头可视化、自由箭头可视化、基于路段的可视化的形式,例如,如图3A和图4A所示,或其他合适的矢量流成像可视化技术。颜色图处理器224可以生成给定参数的颜色图,例如,在流区域内的任何给定位置处的流体流的如图3B、图4B、图5和图6中所示的流方向。例如,在流方向颜色图的情况下,例如,如图3B和图4B中所示,在任何给定位置处的流方向或另一流相关的参数可以用颜色编码并呈现为颜色图。流方向颜色图和/或矢量图可以与(例如,身体结构101的)解剖结构的背景B模式图像的对应帧叠加,以产生超声图像帧226-1、226-2,这些超声图像帧可以实时地显示在显示单元252上,或者被存储(例如,在存储设备207中)以供稍后分析。可以显示和/或存储多个时间顺序的图像帧,以生成叠加在B模式图像数据上的矢量流可视化数据的影像回放。因此,根据本文的示例,系统200可以生成一幅或多幅超声图像226-2,其包括叠加在对应的B模式图像上的矢量流图,并且可以额外地或备选地生成一幅或多幅超声图像226-1,其包括叠加在对应的B模式图像上的流变量的颜色图(例如,流方向图)。在一些示例中,颜色图处理器224可以备选地或额外地

生成与流相关联的一个或多个不同参数的颜色图,例如,基于速度矢量通过统计分析获得的统计变化性参数,例如流方向的标准偏差,例如如图10和图11中所示。例如,如图10和图11中所示,可以在逐像素的基础上计算可以在给定的时间段内(例如0.2s)在时间上平均的流方向的标准偏差,并将其显示为颜色图1006-b、1106-b,而不是本文其他示例中的直方图。在图10和图11中的每个中,上部图像(A)示出了流方向颜色图1006-a、1106-a的示例,而下部图像(B)示出了与相应的流方向颜色图1006-a和1106-a相关联的流方向颜色图1006-b和1006-b的对应标准偏差。如将理解的,与流相关联的各种其他类型的参数(例如,其他统计变化性参数,例如均值、中位数、移动平均值或其他)可以因此被视觉呈现给用户,例如,以协助理解血流血液动力学并协助诊断。

[0041] 可视化处理器220还可以包括统计分析单元228,该统计分析单元被配置为对矢量场数据215执行统计分析,以提供关于流体流的额外定量信息226-3。在一些实施例中,可以对与获得针对其的矢量流的流区域内的子区域相关联的数据执行统计分析。可以例如响应于经由用户界面250的控制面板254的用户输入253对子区域(也称为选择的感兴趣区域(ROI))进行用户选择。在其他示例中,可以由处理器203自动定义选择的ROI,在一些情况下,这可以基于在流区域的一部分或基本全部上宽泛地执行的统计分析。例如,可以分析流区域中(例如,血管内)的流以识别湍流区,并且可以将与最大湍流相关的区域选择为初始选择的ROI。在系统的一些示例中,处理器可以被配置为接收随后的用户输入以移动处理器选择的ROI和/或调整处理器选择的ROI的大小。在又一示例中,处理器可以被配置为接收用户输入以选择可以与初始选择的ROI同时分析和/或可视化的额外ROI。可以针对流区域内的一个或多个ROI生成并显示定量信息226-3,如将参考图3-6进一步描述的。

[0042] ROI选择可以是基于由矢量图处理器222或颜色图处理器224提供的矢量流可视化数据的。也就是说,在一些示例中,系统可以仅显示一种类型的叠加图像,并且用户可以在所提供的这种类型的叠加上选择ROI。在其他实施例中,在一些情况下,系统可以同时生成并显示颜色图叠加226-1和矢量图叠加226-2,并且用户可以选择ROI以在两幅图像中的一幅上进行量化。在一些示例中,例如当用户或系统基于所显示的颜色图叠加图像来选择ROI时,可以对被颜色编码在颜色图叠加226-1中的相同流参数(例如,流方向)执行统计分析。在其他示例中,系统可以被配置为提供额外的用户控件(例如,经由控制面板254)以用于指定用于统计分析的(一个或多个)流参数。而且,尽管将控制面板254和显示器252示出为单独的部件,但是将理解,在一些实施例中,可以将控制面板254或用于提供用户控件的控制面板的功能的至少一部分集成到触敏显示器中并由触敏显示器提供,该触敏显示器还提供显示根据本文的示例的图像的功能。

[0043] 在一些示例中,可以通过机器学习来增强处理器203的某些功能。例如,处理器203可以通信地耦合到被训练以从较大的被成像的流区域中识别可疑区域的神经网络270。在这样的示例中,统计分析单元228可以接收输入,例如用于与可以由统计分析单元228计算出的一种或多种变化性度量进行比较以用于识别选择的ROI的阈值参数。在一些示例中,ROI识别可以基本上由神经网络执行,该神经网络可以被训练以识别可以指示血管阻塞(例如,血管狭窄)或其他类型的血管疾病的某些流模式。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)和可能影响可疑区域识别的其他因素的多样化对象集的训练样本(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

于正在扫描的对象(例如,患者)的信息,并且可以识别阈值或将其提供给统计分析单元228,以用于识别可疑区域以便进一步量化。可以从数据存储设备(例如,数据存储单元207或云)中取回训练样本。

[0044] 现在还参考图3-6,将描述根据本公开的可视化和量化数据的进一步示例。图3A和图3B分别示出了超声图像336-2和332-1的屏幕截图,其示出了在给定时刻通过身体结构401的血流,在这种情况下为通过健康的颈动脉的血流。在图3A的图像336-2中,速度矢量数据的可视化以矢量流图304的形式提供,而在图3B中的图像336-1中,可视化以颜色图306的形式提供。为了生成图3B中的示例的颜色图306,在流区域内的任何给定位置或像素处的流方向用颜色编码并叠加以显示在解剖结构的背景图像305上。每种类型的可视化数据都与色键相关联并伴随有色键(例如,分别与图像336-2和336-1同时显示的色键302-2和302-1)。在其中使用箭头或路段(在这种情况下为路段)可视化跟踪的流体粒子的各个路径的矢量流图的情况下,可以将速度矢量的大小用颜色编码,例如,通过将两种不同颜色分配给最小速度和最大速度(例如,黄色表示最小速度大小0cm/s,红色表示最大速度,在这种情况下为60cm/s),并在与最小速度和最大速度相关联的两种颜色之间线性插值颜色渐变,然后将对应的颜色值分配给矢量流图中的路段。颜色渐变可以被显示,如渐变可以被显示为图像336-2旁边的色键302-2。

[0045] 在与颜色图306叠加的图像336-1的情况下,可以使用色键302-1对映射的参数(在这种情况下为流方向)进行编码。在一些示例中,可以通过以下方式来定义与颜色图相关联的色键302-1:将至少三种原色分配给三个不同的流方向,并在每对相邻原色之间生成颜色渐变,以产生针对流方向的完整范围的颜色渐变。可以根据标称方向(例如,从图像的左侧到右侧的标称横向方向)与由任何给定位置处的横向速度分量和轴向速度分量定义的速度矢量之间的角度来定义该给定位置处的流的方向。因此,取决于速度矢量是指向图像的左侧还是右侧,仅具有横向分量和零轴向分量的速度矢量可以限定0度或180度的流方向。在图3B的具体示例中,可以使用红色、蓝色和黄色这三种原色来定义色键。可以将红色分配给0度流方向,其在该示例中是从图像的左到右的方向上的纯横向速度矢量。然后,可以将蓝色分配给180度流方向,即在该示例中分配给在从图像的右到左的方向上取向的纯横向速度矢量,而将黄色分配给+90或-90度方向,其在该示例中将是分别指示从图像的底部到顶部或从图像的顶部到底部的方向上的流的纯轴向速度矢量(即,具有零横向分量)。可以生成颜色渐变(例如,通过在原色之间线性插值),并且将相应的颜色分配给流区域中的速度矢量的每个独特流方向,以便生成颜色图。虽然图3B中的示例示出了映射在流区域中的每个位置处的流方向的颜色图306,但是在本发明的其他实施例中,矢量场的变化性的不同参数可以代替地被映射,例如,在每个像素处的速度大小,或每个位置或每个像素中的流方向或大小的变化性的统计度量。而且,可以使用不同的形状因子在视觉上呈现色键。例如,如图3B所示,色键可以是颜色条的形式,它是一种常见的形状因子,其通常也用于提供识别图像中幅度的范围的B模式图像的灰度键。

[0046] 在其他实施例中,色键的视觉表示可以是色轮的形式,如图4B所示。类似于图3A和图3B,图4A和图4B示出了身体结构的超声图像的屏幕截图,在这种情况下,示出了通过具有斑块的颈动脉的流。图像436-1和436-2中的每幅都叠加有颜色数据以提供速度矢量场的可视化。与图3A和图3B中的示例类似,图像436-1叠加有颜色图406,再次将流方向示出为映射

的参数,并且图像436-2叠加有矢量流图404。矢量流图与在图像436-2旁边显示的色键402-2相关联,颜色图406与在图像436-1旁边显示的色键402-2相关联。在该示例中,色键采用与x-y坐标系相关联的色轮的形式。坐标系的正x轴与0度或标称流方向对齐,而正y轴与+90度流方向对齐。可以如上所述,例如通过在相邻的原色之间进行插值来生成颜色渐变,并且在这种情况下,将颜色渐变叠加到色轮上,以提供与颜色图406中的不同流方向相对应的颜色的视觉指示。

[0047] 虽然已经参考对流体的流方向进行颜色映射描述了具体示例,但是将理解,颜色图可以用于可视化流体的任何类型的变化。即,颜色图可以提供任何类型的变化显示,例如针对流区域中的每个位置的局部标准偏差或某种其他统计度量,其被颜色编码并叠加在解剖结构的图像上。可以生成量化流方向、大小或其组合的变化的值。这些变化可以看作是空间统计度量。然后可以使用直方图来定量地显示流的变化(即,任何给定区域中的流的多样性的度量)。根据当前示例,空间和/或时间平均数据可以用于生成直方图。

[0048] 图5A和图5B示出了与图3A和图3B所示的颈动脉流相关联的两个选择的询问区域(或可互换地,R0I 503-1a和503-1b)处的示例直方图(例如526-3a和526-3b)。图6A和图6B示出了在与图4A和图4B所示的颈动脉流相关联的两个选择的询问区域(或R0I 503-1c和503-1d)处的示例直方图(例如526-3c和526-3d)。如所描述的,在矢量场可视化数据已经被生成并显示之后,可以例如响应于用户输入来选择询问区域或R0I。用户可以将光标放在矢量流可视化显示上(例如,在图像336-1或336-2上),并通过用光标勾画多边形形状来勾勒R0I(或在触敏显示器的情况下,可以使用手指或手写笔在显示器上选择或勾勒出R0I)。然后,系统将对选择的R0I中的位置(即像素)执行进一步的量化。系统可以以流方向、速率或与流方向或速率相关联的统计分析(均值、标准偏差和/或高阶统计)的直方图的格式在R0I中显示流分布。在另外的示例中,可以使用2D直方图来显示参数的组合(例如,如图6C和图6D所示)。

[0049] 系统可以生成选择的R0I在很小的时间段(心动周期的一部分)内的流方向直方图。这样,在图5-6的示例中的直方图中显示的流方向值是基于时间平均矢量流数据(在所示示例中是在心脏收缩0.2秒的时间段内求平均的)的。用于时间平均的时间段可以是用户指定的或预编程的,并且在一些示例中,它可以额外地和可选地使用ECG信号来定义。直方图可以是静态的,也可以是实时动态更新的。在一些示例中,例如,当成像系统处于冻结模式时,可以从影像回放来回顾地生成直方图。如图5A和图5B所示,通过健康颈动脉的流通常可以是层流的,因此得到以血流的主要方向为中心的窄带直方图。R0I 503-1a和503-1b都产生指示健康层流的相似的窄带直方图。两个选择的区域503-1a和503-1b中的流方向的相对狭窄或紧密的分布指示具有均匀横截面的健康的完全打开的管腔。相反,在图6A-6D的示例中,第二选择的区域503-1d的直方图示出了流方向的较宽分布,并且因此指示了更大的变化并且因此具有更多的湍流,这可以指示诸如可能指示血管疾病的血管斑块形成或其他流干扰原因的血管阻塞。

[0050] 在其他示例中,可以生成2D直方图(例如526-3e和526-3f),其同时绘制多个参数,并以如图6C和图6D所示的3D方式呈现。在具体示出的示例中,流方向和流速率都显示在分别与相同的两个区域503-1c和503-1d相关联的直方图526-3e和526-3f中,这两个区域也在图6A和图6B中示出。如从直方图526-3e可以观察到的,第一区域(503-1c)呈现出跨R0I的流

方向的相对均匀或较窄的分布和跨ROI的速度大小的分布,这是典型的,因为通过管腔的稳定流往往在中心具有较高的速度,而朝向管腔壁具有较低的速度。相比之下,第二区域(503-1d)呈现出跨ROI的流方向的较不均匀或较宽的分布和速度维度上的较不规则形状分布。因此,2D直方图可以披露额外定量信息,其可以帮助医生做出更好的决策。

[0051] 如所描述的,在一些情况下,ROI可以是系统诸如基于统计分析而选择的。例如,系统可以最初在较宽的流区域内执行统计分析,以识别具有流变化性的子区域。一旦被识别,就可以在图像上提供系统选择的ROI的视觉指示符(也称为测量或统计分析框),并且可以将速度信息(例如,流方向、大小或它们的组合)和/或与ROI内的像素相关联的统计数据格式化以供显示(例如,如本文所述的以直方图呈现)。在一些情况下,系统可以被配置为使用户能够调整大小和/或移动统计分析框以显示关于流区域的其他部分的定量信息和/或统计信息。当实时生成显示(例如矢量场数据和颜色图的可视化)时,各种显示可以同步并以相同的刷新率显示。

[0052] 如所描述的,可以使用基于路段的可视化技术来生成根据本公开的矢量流图,例如通过生成并动态地更新由跟踪的粒子行进的路径的前部部分的视觉表示。以这种方式,例如,通过动态地更新路段(例如,实时地或回顾性地作为影像回放可视化的一部分),矢量流图像可以提供跟踪的粒子(例如,血流)的运动的视觉提示。当到尖端的距离超过给定阈值时,每个路段开始淡出。即,路段的头部总是比尾部更不透明,从而即使在静态图像中,也能够更容易地识别路段的移动方向(即流方向),而不会包含可能使显示混乱的箭头。另外,路段可以被颜色编码和/或路段长度可以与速度大小成比例,这两个特征都帮助用户更容易地可视化速度大小。

[0053] 图7示出了基于路段的矢量流图的两个连续帧601(即,帧N和N+1)的局部放大图像,其包括路段603-1和603-2。可以使用若干参数来定义矢量流图中的路段,并且广义上定义矢量流图,这些参数包括路段的长度(备选地,或者额外或可选地,持续时间)、宽度和密度、新路段的生成率(或备选地旧路径的消失率)、用于路段的映射的颜色范围、显示帧率以及流掩码的透明度和颜色,其中任何一个参数都是(在成像之前或期间)用户可配置的,以获得期望的可视化效果而不降低系统的诊断性能。

[0054] 为了生成路段,最初例如,通过在多个初始帧上对跟踪的粒子的轨迹进行插值来保存矢量场数据的多个帧,并为每个帧生成路段。对于每个后续帧,基于与后续帧相关联的速度矢量数据来更新路段。例如,在图6A和图6B中,路段603-1和603-2示出了两个跟踪的流粒子的轨迹的前部部分,其中一个的最后几个位置由点N+1、N、N-1、N-2、N-3、N-4和N-5示出,为了说明起见,对这些点进行了标记,以指示它们相关联的帧。每个帧中最前面的点指示跟踪的粒子在该帧中的估计的位置。路段在每个帧中的最前面的点(例如,帧N中的点N和帧N+1中的点N+1)称为路段的头部605。可以在每帧中更新路段,以反映粒子到新位置的移动,因此可以通过在每个更新的帧中改变路段的头部605的位置在显示器上可视化该移动。使用可以实时获得或在可视化之前获得的波束角度无关的速度估计(即在2D图的情况下的轴向速度分量和横向速度分量,或在3D图的情况下的轴向速度分量、横向速度分量和高度速度分量)来计算跟踪的粒子的新位置以及因此的头部605的新位置。例如,可以将跟踪的粒子的轴向位移计算为 $V_z/f_{FR}$ ,将跟踪的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路径,然后将其显示为无混叠线。

[0055] 随着时间的流逝,粒子轨迹的尾端会逐渐消失,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部分。所显示的路段的尾端称为路段的尾部607。可以基于在不同位置处的速度大小对路段(例如,路段603-1和603-2)进行颜色编码(即,粒子在先前帧中的位置与粒子在当前帧中的位置之间的每个段609可以反映粒子在当前帧中的估计的速度大小)。可以与矢量流图像同时显示针对矢量流图的色键(例如,分别与图3A和图4A中的矢量流图相关联的键306-2或406-2)。除了颜色编码之外,每个路段的透明度可以被线性地分布,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。即,当在新的帧中添加新的段609时,透明度可以被线性地重新分布,其中头部605处具有最高不透明度(例如50%或其他),并且在尾部607处降低至例如100%的透明度。透明度可以被线性地分布,例如沿着路段的长度在每个像素的基础上或在每个段的基础上。以这种方式,即使在静态图像中,路段的透明度分布也可以增强识别流方向的容易性。

[0056] 如前所述,每个路段可以具有最大长度,该最大长度可以是预设的或用户定义的。由于路段是逐帧更新的,因此由于在头部增加了一个新段,同时保持了相同的尾部,因此路段的长度在每帧中都会增加。一旦路段达到其最大长度(例如,在更新了一定数量的帧之后),它会通过删除粒子的最旧位置并且对应地删除最后部的段(也称为尾段)来保持比最大长度短的长度)。如果通过持续时间进一步定义路段,则对于其中路段被更新的每帧,路段的生存期变量被增加,直到给定路段的生存期变量达到最大生存期,此时将路段从显示中删除。例如,备选地或额外地,每个路段可以具有生存期,该生存期可以使用在创建路段时在最大路段长度和最大生存期之间随机生成的整数变量来定义。路段的寿命每帧都会减一(例如,每当更新路径时)。一旦寿命达到零,就将路段从矢量流图中删除。可以同时或在对其分配了另一随机生存期的不同帧中创建新的路段。利用该生存期特征,可以维持路段的平衡的空间分布。

[0057] 可以使用迭代过程针对任何后续帧来更新路段。当由矢量流处理器接收输入(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( $V_z$ )的数组变量,以及包括“路段的头部”和“路段的生存期”的两个整数变量)时,检查路段的位置和生存期。如果路段位于流区域内,并且其生存期大于零,则将其定义为活动路段。如果路段移动到流区域之外,或者其生存期为零,则将其定义为不活动路段。对于任何活动路段,都会基于速度图来计算出新的头部,并将生存期减一。从显示中删除任何不活动路段。不活动路段可以用新路段来替代,例如,通过为替代路段随机生成新位置和新生存期。在更新每个路段的数据结构之后,矢量流处理器可以生成(例如,通过插值)平滑且连续的无混叠线以可视化路段。基于速度大小对与每个路段相对应的线的颜色进行编码,并且沿其长度(即,从路段的新头部到新尾部)分布颜色编码的路段的透明度以用于绘制在显示器上。

[0058] 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现本文描述的可视化和量化系统中的任何一个的部件,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,每个贴片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抵靠要成像的对象放置。阵列814可操作用于朝着感兴趣区域发射超声波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。

[0059] 阵列814可以耦合至微波束形成器,该微波束形成器可以位于探头中或位于超声系统基座中(例如,在诸如由飞利浦提供的SPARQ或EPIQ超声系统的基于推车的系统中)。微波束形成器可以通过阵列来控制信号的发射和接收。阵列814可以通过微波束形成器816耦合到超声系统基座,该微波束形成器可以(通过有线或无线连接)耦合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的干扰。在一些实施例中,系统中的T/R开关818和其他元件的功能可以并入探头中,该探头例如是可操作用于耦合至便携式系统(例如由飞利浦提供的LUMIFY系统)的探头。探头812可以使用有线或无线连接通信耦合至基座。

[0060] 来自阵列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控制,该发射控制器可以接收来自用户界面824的用户操作的输入。用户界面824可以包括一个或多个输入设备,例如控制面板842,其可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。波束可以从阵列814的发射侧(垂直于发射侧)向前转向,或者以不同的角度转向以得到更宽的视野。波束形成器822可以将来自各个贴片的换能器元件的组的部分波束形成的信号组合成完全波束形成的信号。波束成形的信号可以耦合到信号处理器826。系统800可以包括用于响应于由可以提供在系统基座中的阵列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,统称为处理器850的数据和图像处理部件)。处理器850可以用包括一个或多个CPU、GPU和/或ASIC的软件 and 硬件部件来实现,该软件和硬件部件被特别配置为执行本文所述的用于生成超声图像并提供用于显示超声图像的用户界面的功能。

[0061] 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所接收的回波信号,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还可以执行额外的信号增强,例如斑点减少、信号复合和噪声消除。经处理的信号可以耦合到用于产生B模式图像数据的B模式处理器828。B模式处理器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可以被配置为以回波信号按期望的图像格式被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器830可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形状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到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No.6,443,896(Detmer)中所述。体积绘制器834可以生成如从给定参考点观看的3D数据集的图像,例如,如美国专利No.6,530,885(Entrekin等人)中所述。

[0062] 额外地或可选地,来自信号处理器826的信号可以耦合到多普勒处理器842,该多普勒处理器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,该彩色流数据可以与用于显示传统的双工B模式/多普勒图像的B模式(或灰

度)图像数据叠加。在一些示例中,多普勒处理器842可以包括诸如自动相关器的多普勒估计器,其中速度(多普勒频率)估计是基于滞后1自相关函数的自变量的,而多普勒功率估计是基于滞后0自相关函数的大小的。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。代替或除了速度估计器,可以使用与速度的时间或空间分布有关的其他估计器,例如加速度或时间和/或空间速度导数的估计器。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,以及分段和后处理,例如填充和平滑。然后可以根据颜色图将速度和功率估计映射到显示颜色的期望范围。然后可以将颜色数据(也称为多普勒图像数据)耦合到扫描转换器830,在那里将多普勒图像数据转换成期望的图像格式,并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,系统800可以包括矢量流处理部件(例如,矢量流处理器852),其可以被配置为执行信号和图像处理步骤,以对图像数据进行量化和可视化,如本文所述。例如,矢量流处理器852可以包括速度矢量估计器858和可视化处理器856。速度矢量估计器858可以从信号处理器826接收信号并执行速度估计以获得波束角度无关的速度矢量数据,如本文所述。速度矢量数据(例如,矢量流场)可以被传递到可视化处理器856,以生成速度矢量场数据的图形表示(例如,矢量流图、颜色图)。矢量流处理器852还可以包括统计分析单元854,其可以使用矢量场数据来执行统计分析以生成关于被成像组织内的ROI的额外定量信息。例如,统计分析单元854可以可操作于确定并显示ROI内的流变化性的度量。在此阶段输出的图像可以耦合到图像处理器836以在显示在图像显示器854上之前进行进一步增强、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,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数和其他注释。为了这些目的,图形处理器可以被配置为从用户界面824接收输入,例如键入的患者姓名。尽管示出为单独的部件,但是本文中的任何处理器(例如,速度矢量估计器854和/或可视化处理器856)的功能可以并入到其他处理器(例如,图像处理器836或体绘制器834)中,从而得到单个或更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,该单个处理器可以与矢量流处理部件的功能进行组合。

[0064] 图9示出了根据本公开的一些实施例的用于对超声成像数据进行可视化和量化的过程900的流程图。过程900可以由根据本发明的原理构建并且如下面参考例如图1-8进一步描述的系统(例如,超声成像系统,分析和可视化工作站等)执行。最初,例如通过利用超声成像装置扫描对象,并且更具体地是扫描包含从中通过的流体的对象的身体结构(例如,血管),来采集超声成像数据。超声成像装置通常被配置为处理采集的回波信号并提取回波信号的正交分量(即,I、Q数据)。正交分量可以在并行路径中耦合到一个或多个处理器(例如,B模式处理器、多普勒处理器、矢量流处理器)以提取用于产生不同类型的超声图像(例如B模式图像、彩色多普勒图像、功率多普勒图像或频谱多普勒图像、矢量流图像等)的相关信息(例如,幅度、多普勒频移估计、速度矢量估计等)。

[0065] 根据本文的示例,过程900可以包括生成身体结构(例如,血管)的一幅或多幅灰度(B模式)图像,如框902中所示。同时,如框904中所示,可以通过矢量流处理器获得流过身体

结构的流体的波束角度无关的速度估计(即,轴向速度分量、横向速度分量和/或高度速度分量)。如框906中所示,轴向速度估计和横向速度估计以及在三维(3D)成像的情况下的高度速度估计可以用于产生矢量流图像(例如,速度矢量场的可视化)。根据本发明的原理,如框908所示,可以使用波束角度无关的速度估计来产生流方向图。流方向图可以是在流区域(例如,身体结构内部包含流体的区域)内的每个空间位置的流方向的视觉表示。在一些示例中,与流区域中的每个位置相关联的流方向可以被颜色编码并且被呈现为流方向图(例如,其示例在图3-6中示出)。如框910所示,该过程可以通过显示包括叠加在解剖结构的背景图像(例如,B模式图像)上的波束角度无关的速度估计的图形表示的一幅或多幅超声图像来继续。这可能涉及显示包括矢量流图或颜色图(例如,流方向颜色图)的一幅或多幅叠加图像。在一些示例中,叠加的超声图像可以实时地动态更新。即,在流方向颜色图叠加的情况下,可以使用相同的刷新率同步地实时更新背景B模式图像和颜色叠加。在其他示例中,可以基于计算资源适当地将不同的刷新率应用于叠加图像的两个分量。

[0066] 该过程可以由系统接收对感兴趣区域(ROI)的选择来继续,在某些情况下,该感兴趣区域可以是用户选择的,如框916所示,或者可以由系统自动定义,如框914所示。如本文所述,系统可以被配置为通过执行统计分析来自动识别可疑区域,如框912所示。系统可以基于统计分析来识别呈现出流变化性的一个或多个区域并且可以将与最大量的流变化性相关联的像素的子集指定为ROI。在一些示例中,可以基于已经识别出与流变化性相关联的多个子区域来识别多个ROI,并且可以将这些与定量信息(例如,直方图)一起按严重性降低的顺序进行排序和显示。在一些情况下,处理器可以采用阈值处理以将低于特定水平的变化性排除在指定为可疑范围之外。无论用于识别ROI的方法如何,该过程都可以通过生成并显示关于选择的ROI内的流的定量信息的图形表示来继续。例如,可以以2D或3D方式显示流方向、速度大小、两者的组合或变化性的统计度量或统计度量与速度参数的组合的直方图,如框918所示。在一些情况下,该方法可能涉及进一步用户输入以重新定义量化参数,例如,如框920所示。例如,用户可以选择额外的ROI,移动当前ROI或调整当前ROI的大小,重新定义时间平均窗口,阈值参数,等等。在一些示例中,系统还可以显示ROI指示符(也称为统计分析框),其向用户提供关于正被询问的区域的反馈。

[0067] 在其中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,应当理解,上述系统和方法可以使用以下各种已知的或以后开发的编程语言中的任何来实现,例如“C”,“C++”,“FORTRAN”,“Pascal”,“VHDL”等。因此,可以准备各种存储介质,例如磁性计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其可以包含可以指导诸如计算机的设备以实现上述系统和/或方法的信息。一旦适当的设备可以访问包含在存储介质上的信息和程序,则存储介质可以将信息和程序提供给该设备,从而使该设备能够执行本文所述的系统和/或方法的功能。例如,如果将包含适当材料(例如源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机磁盘提供给计算机,则计算机可以接收该信息,适当地对其自身进行配置并执行上面的图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与上述系统和/或方法的不同元素有关的信息的各个部分,实现各个系统和/或方法,并协调以上所述的各个系统和/或方法的功能。

[0068] 鉴于本公开,应注意的是,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,仅以示例的方式包括各种方法和参数,而没有任何限制的意义。鉴于本公开,本

领域普通技术人员可以在确定他们自己的技术和实现这些技术的所需设备的情况下实现本教导,同时仍在本发明的范围内。本文描述的一个或多个处理器的功能可以被并入到更少数量的或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用响应于可执行指令而编程为执行本文描述的功能的专用集成电路(ASIC)或通用处理电路来实现。

[0069] 尽管可能已经特别参考超声成像系统描述了本系统,但是还可设想到,本系统可以扩展到以系统方式获得一幅或多幅图像的其他医学成像系统。因此,本系统可以用于获得和/或记录与以下项有关但不限于以下项的图像信息:肾、睾丸、乳房、卵巢、子宫、甲状腺、肝、肺、肌肉骨骼、脾、心脏、动脉和血管系统,以及与超声引导的介入相关的其他成像应用。此外,本系统还可以包括可以与传统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。在研究本公开之后,本公开的某些额外优点和特征对于本领域技术人员而言可以是显而易见的,或者可以是采用本公开的新颖系统和方法的人员所经历的。本系统和方法的另一个优点可以是传统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,应当理解,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,或者可以根据本系统、设备和方法在单独的设备或设备部分中分离和/或执行。

[0071] 最后,以上讨论旨在仅是对本系统的说明,并且不应被解释为将所附权利要求限制为任何特定实施例或实施例的组。因此,尽管已经参考示例性实施例对本系统进行了特别详细的描述,但是还应当理解,本领域的普通技术人员可以设计出许多修改和替代实施例,而不脱离如所附权利要求书所述的本系统的更广泛和预期的精神和范围。因此,说明书和附图应以说明性方式看待,并且不旨在限制所附权利要求的范围。

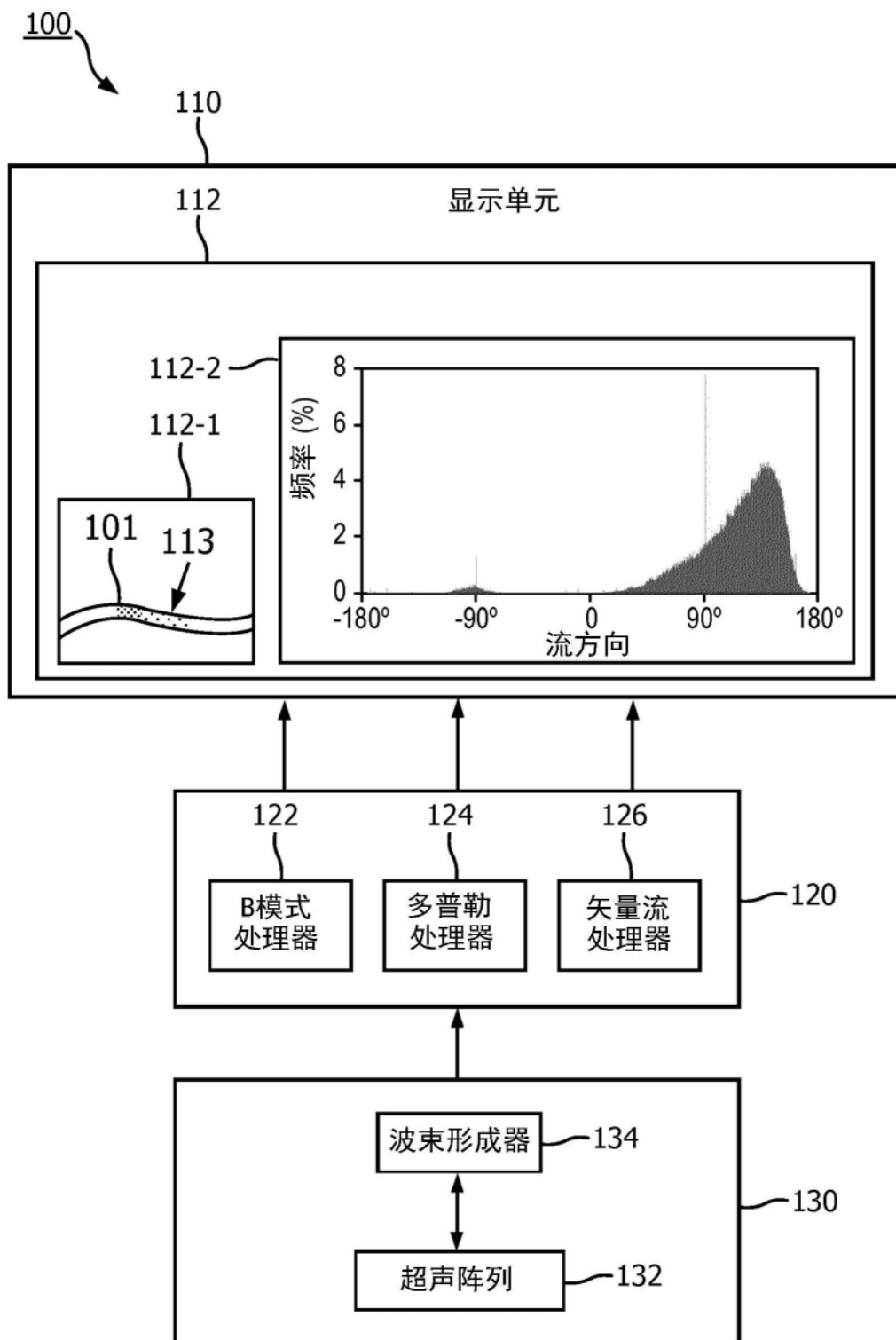


图1

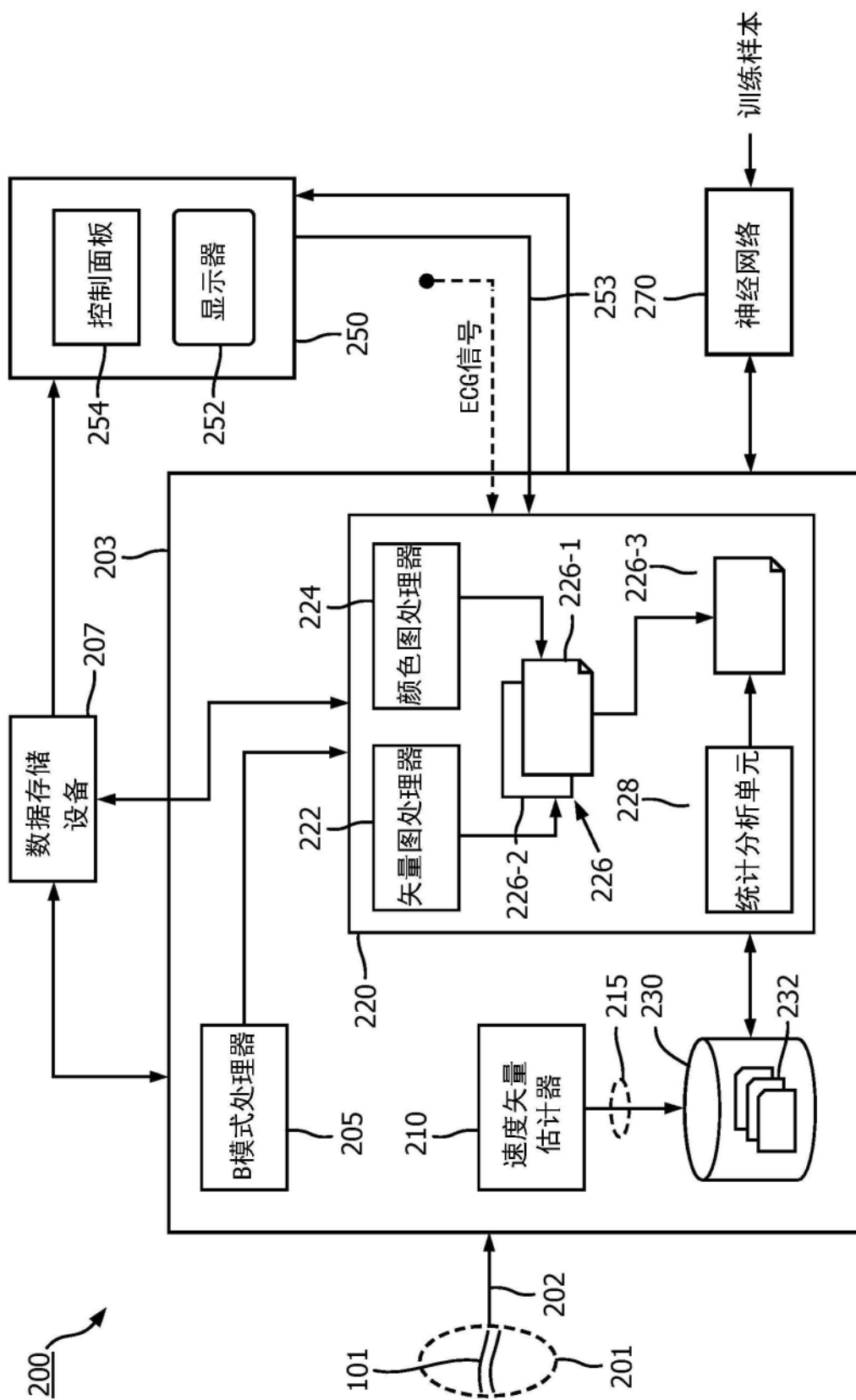


图2

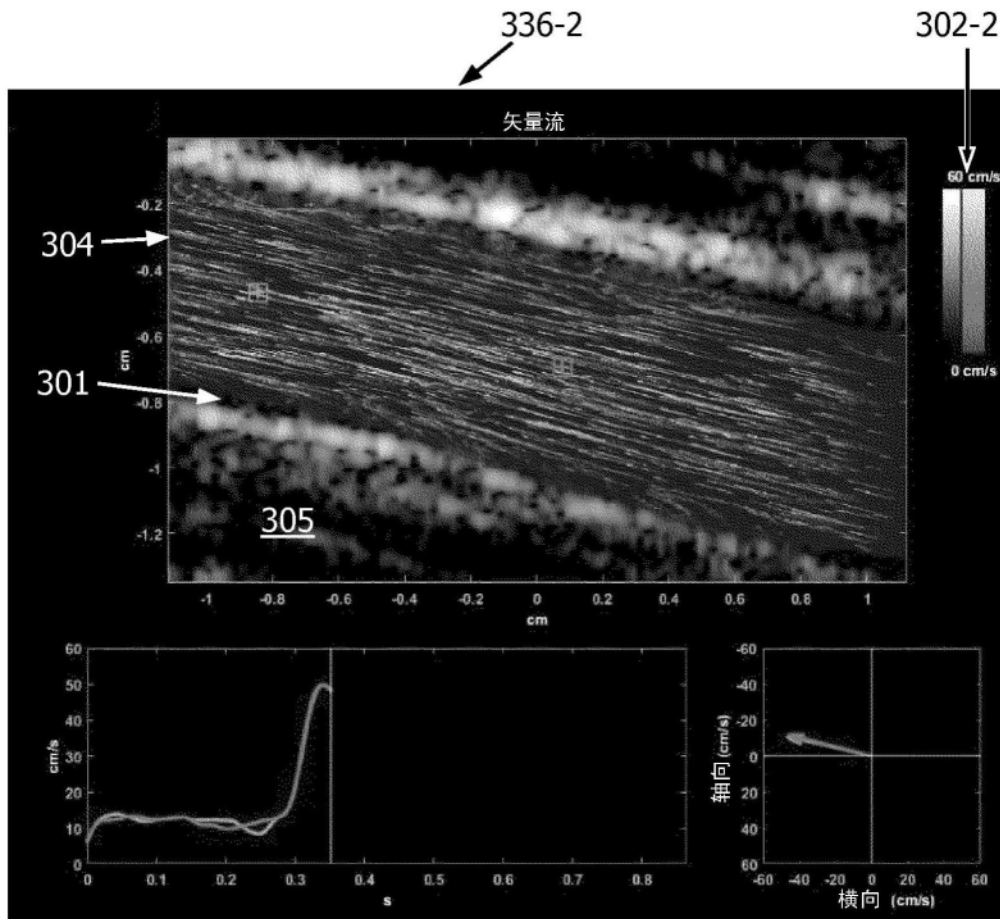


图3A

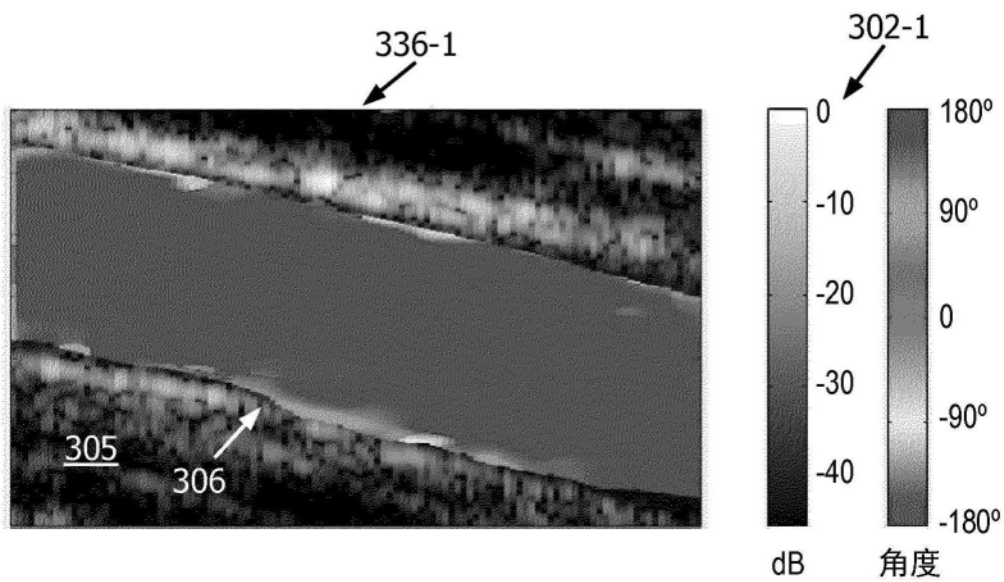


图3B

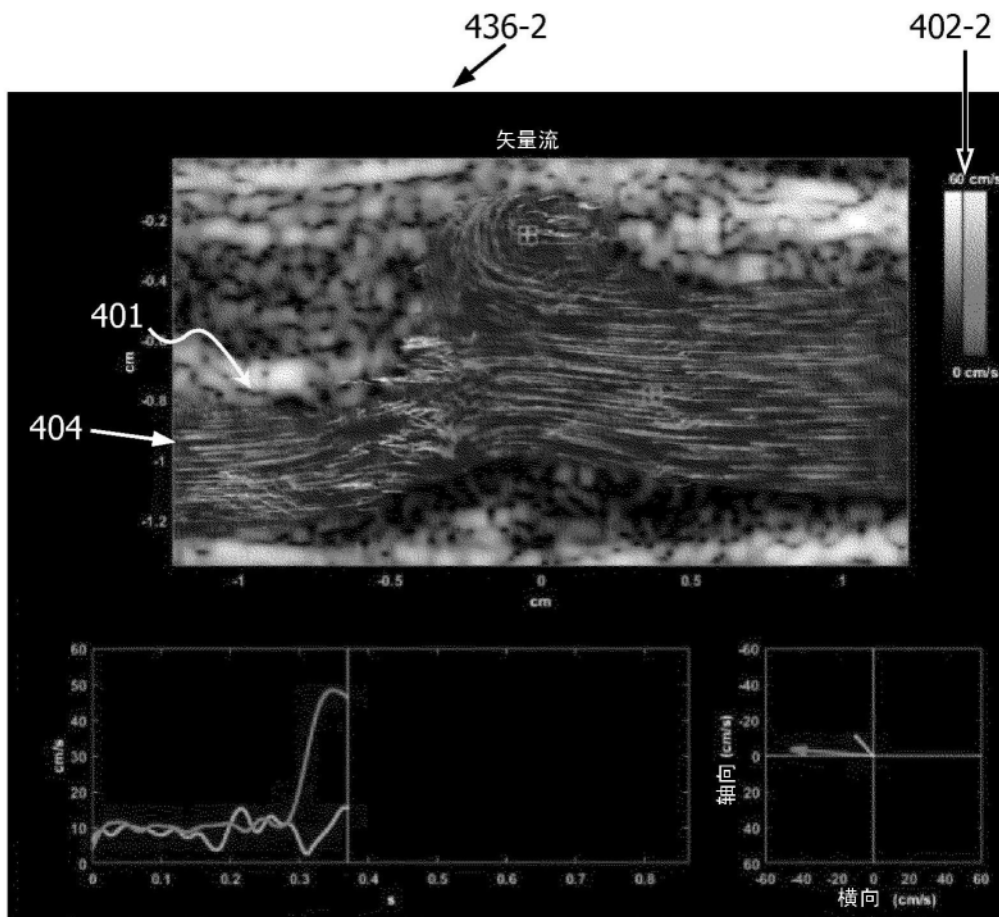


图4A

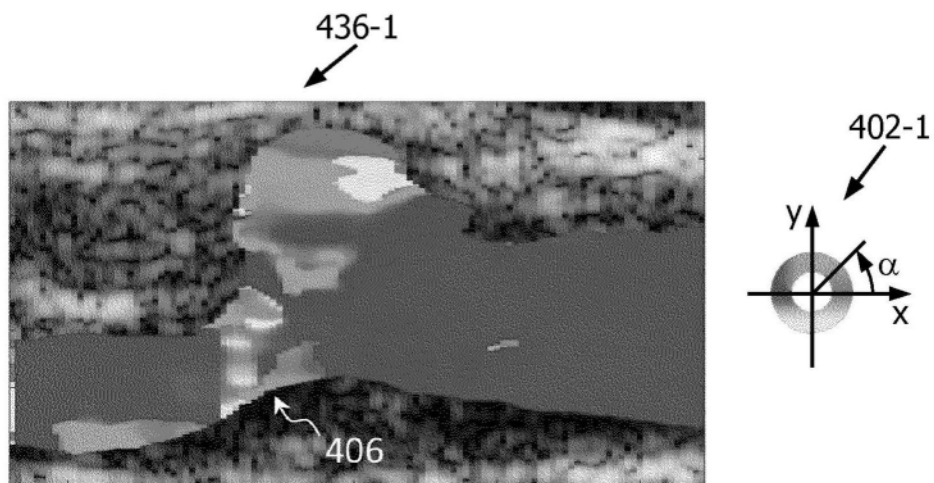


图4B

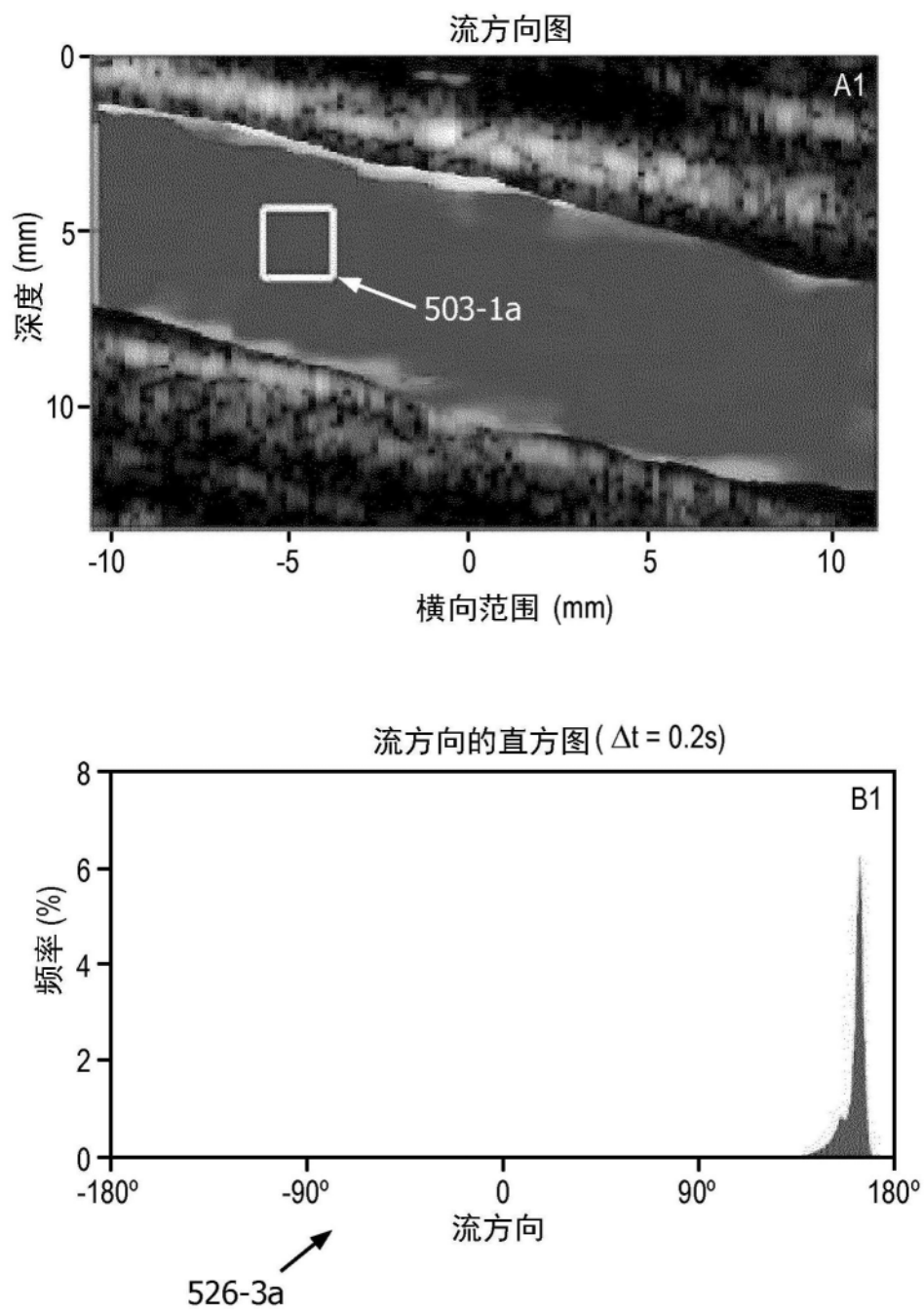


图5A

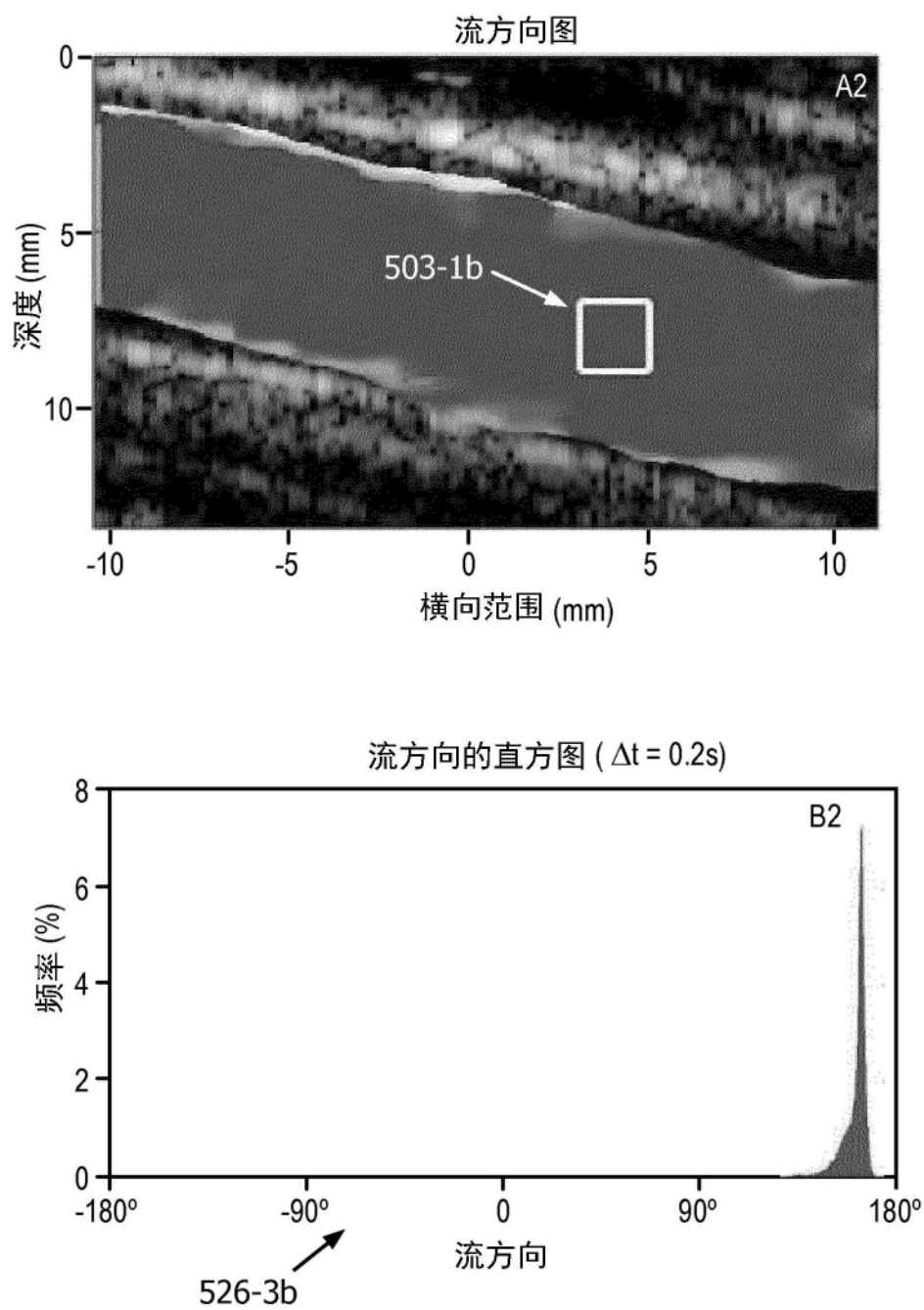


图5B

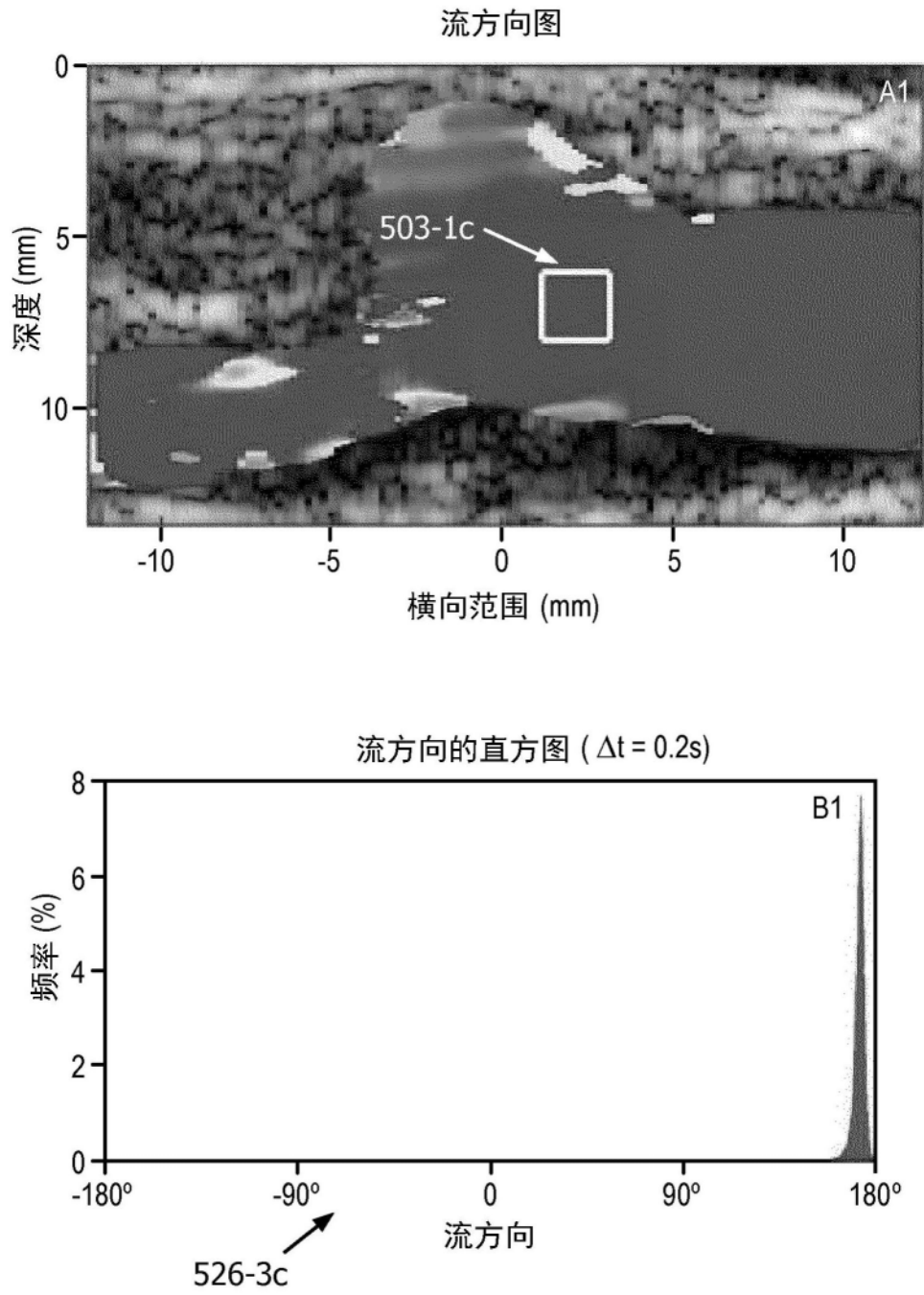


图6A

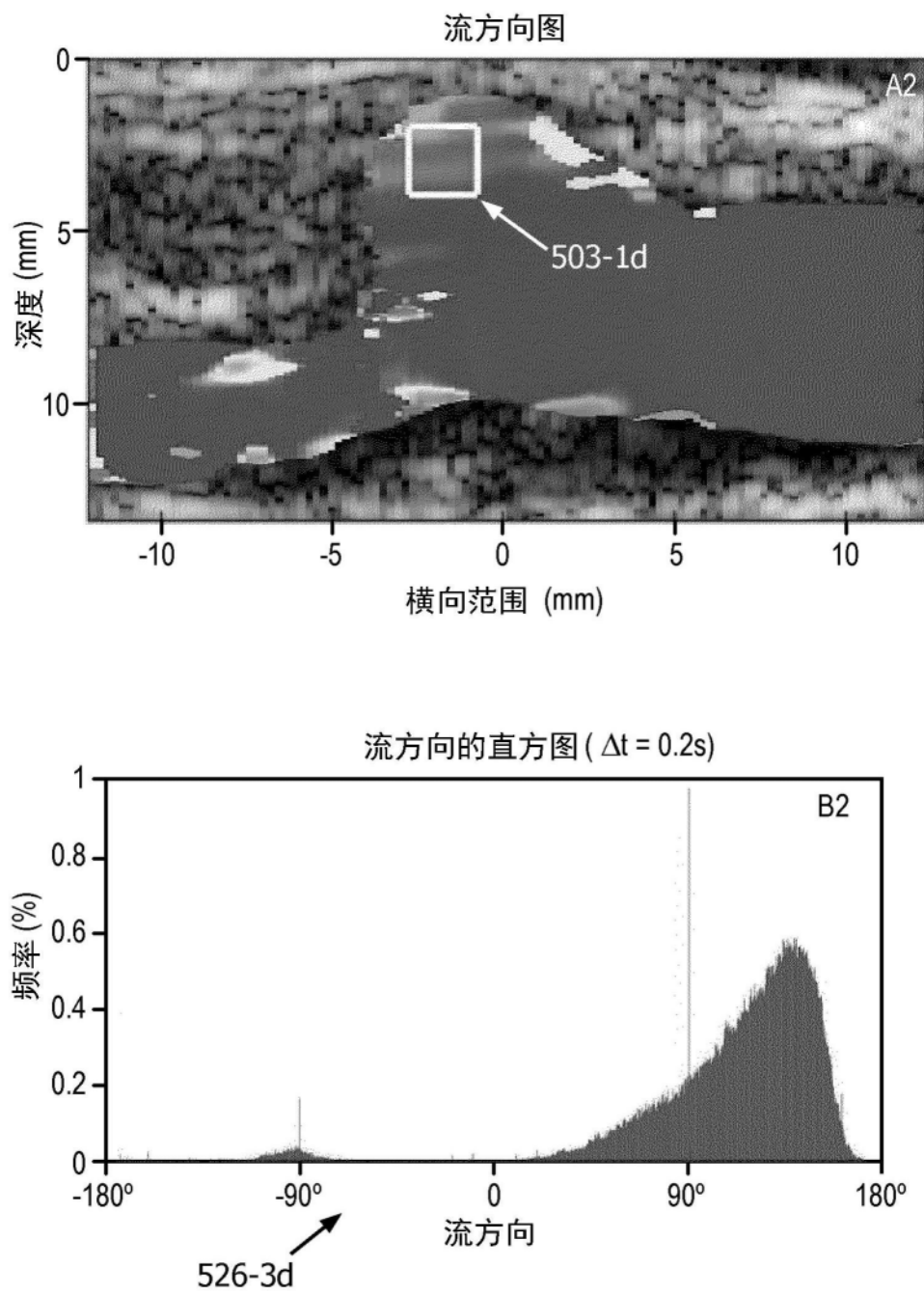


图6B

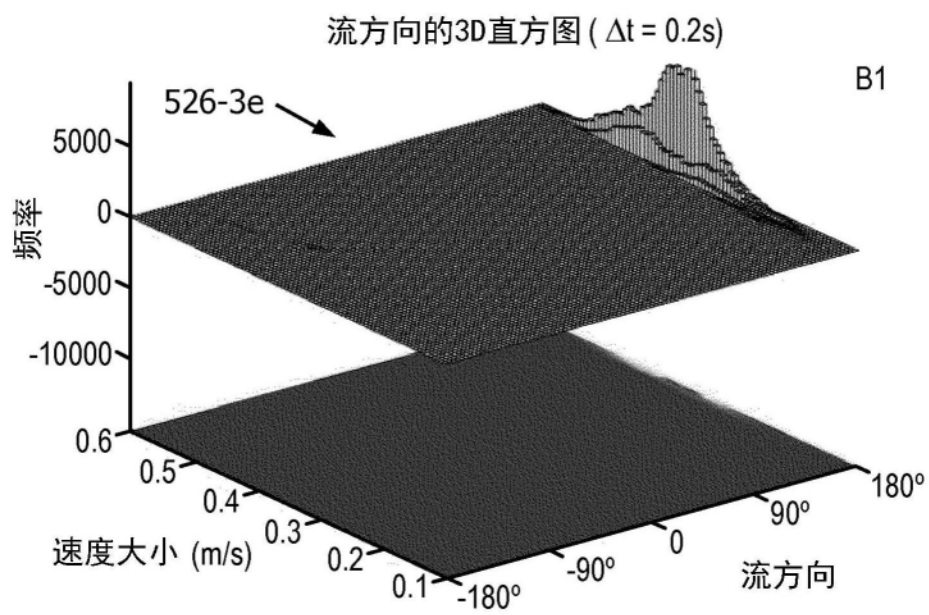
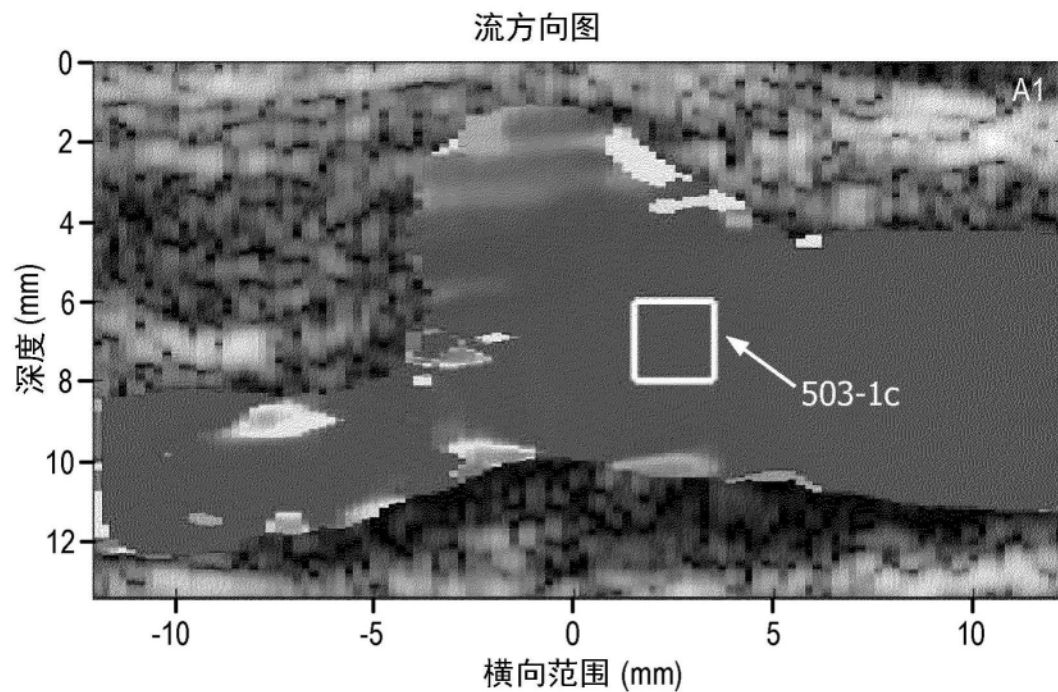


图6C

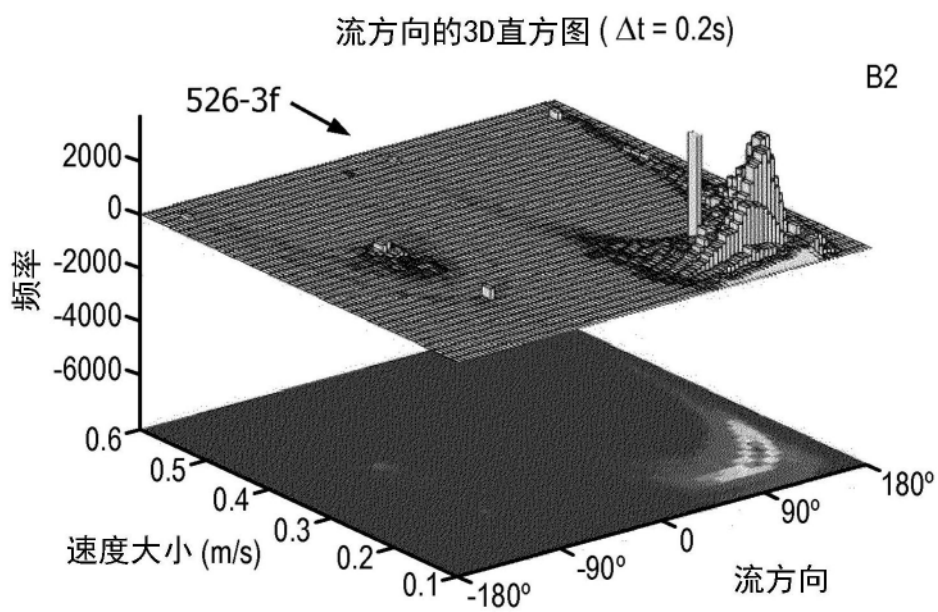
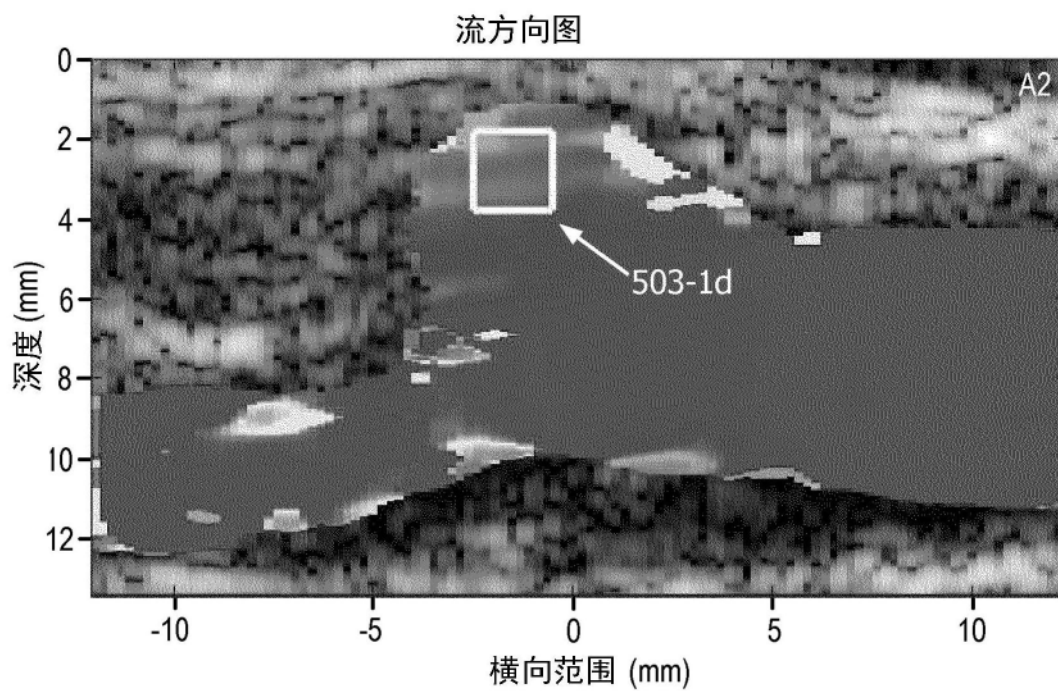


图6D

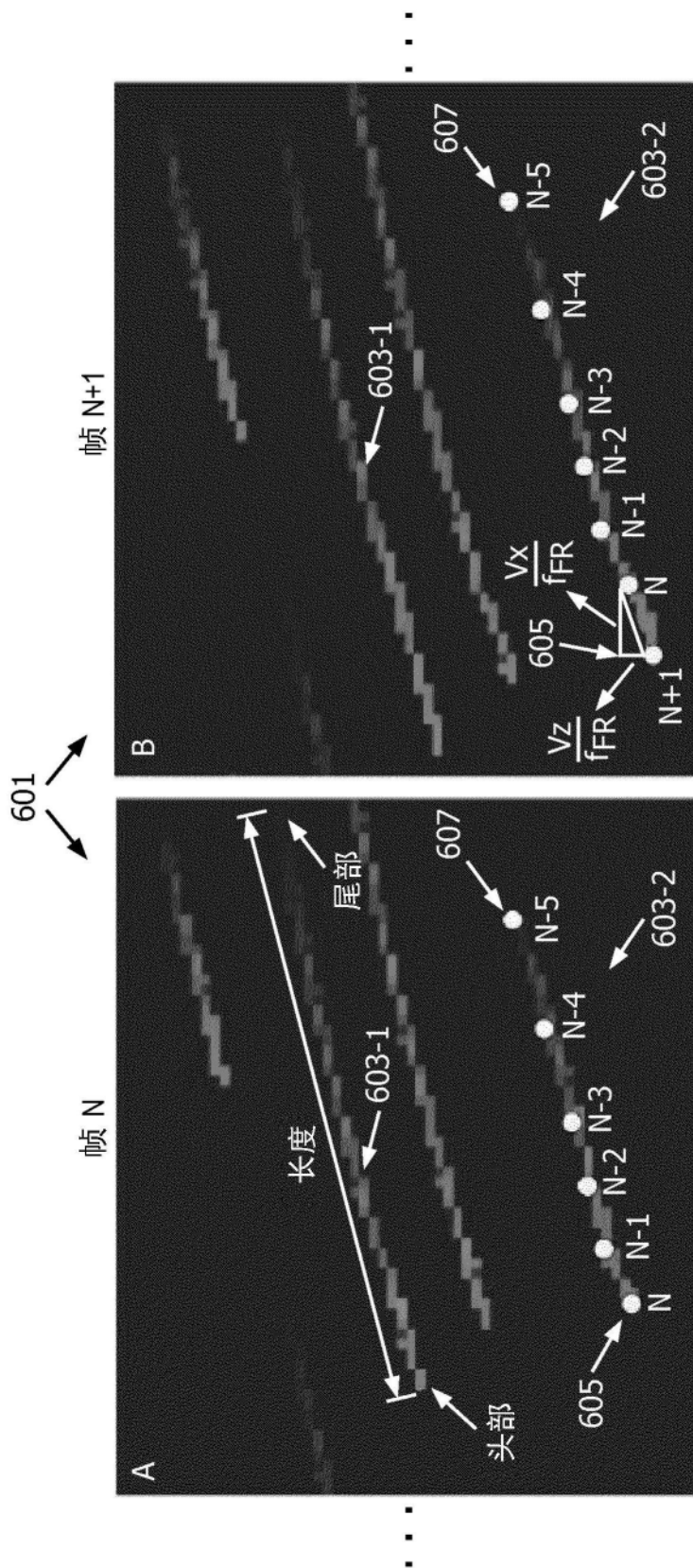


图7

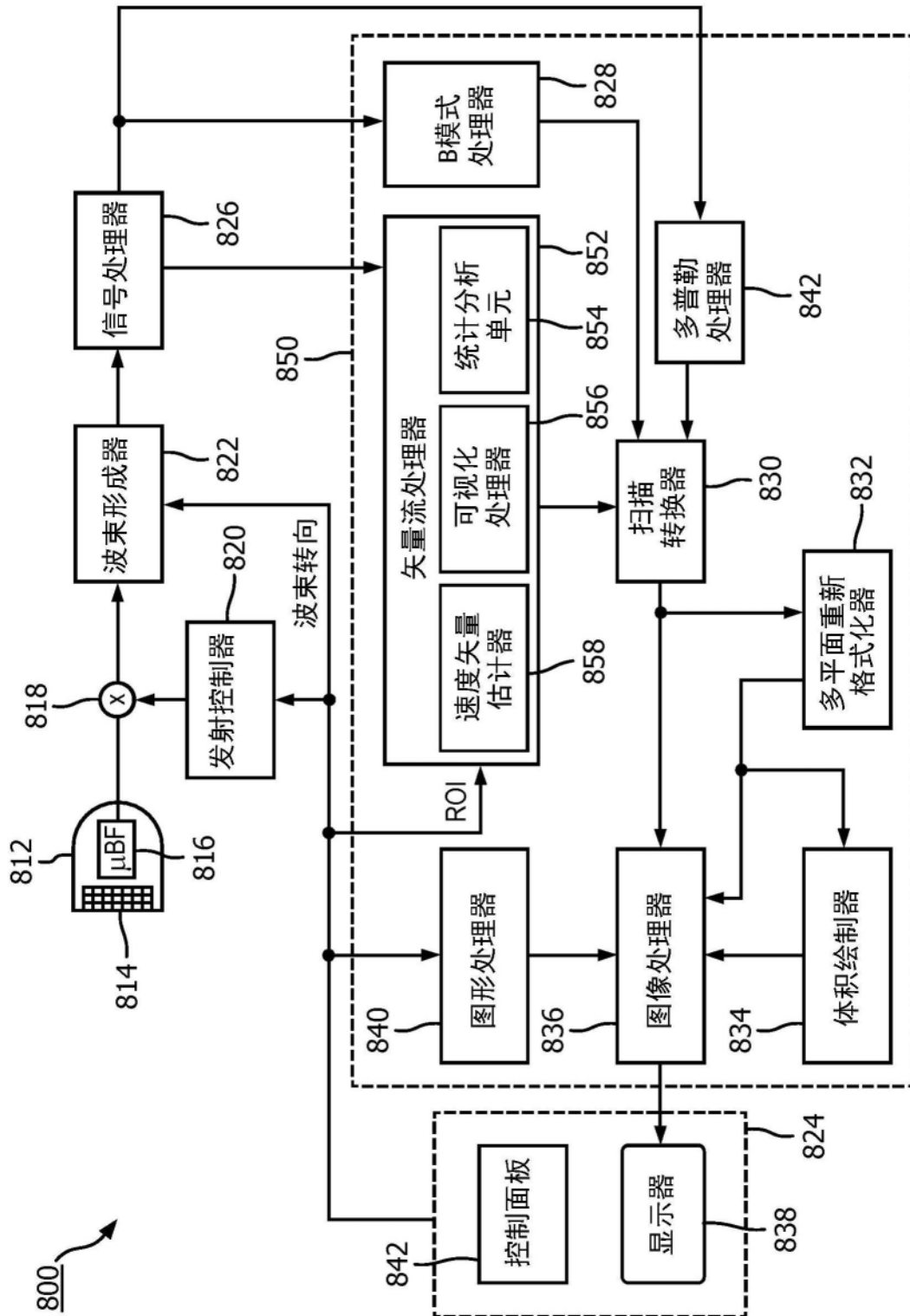


图8

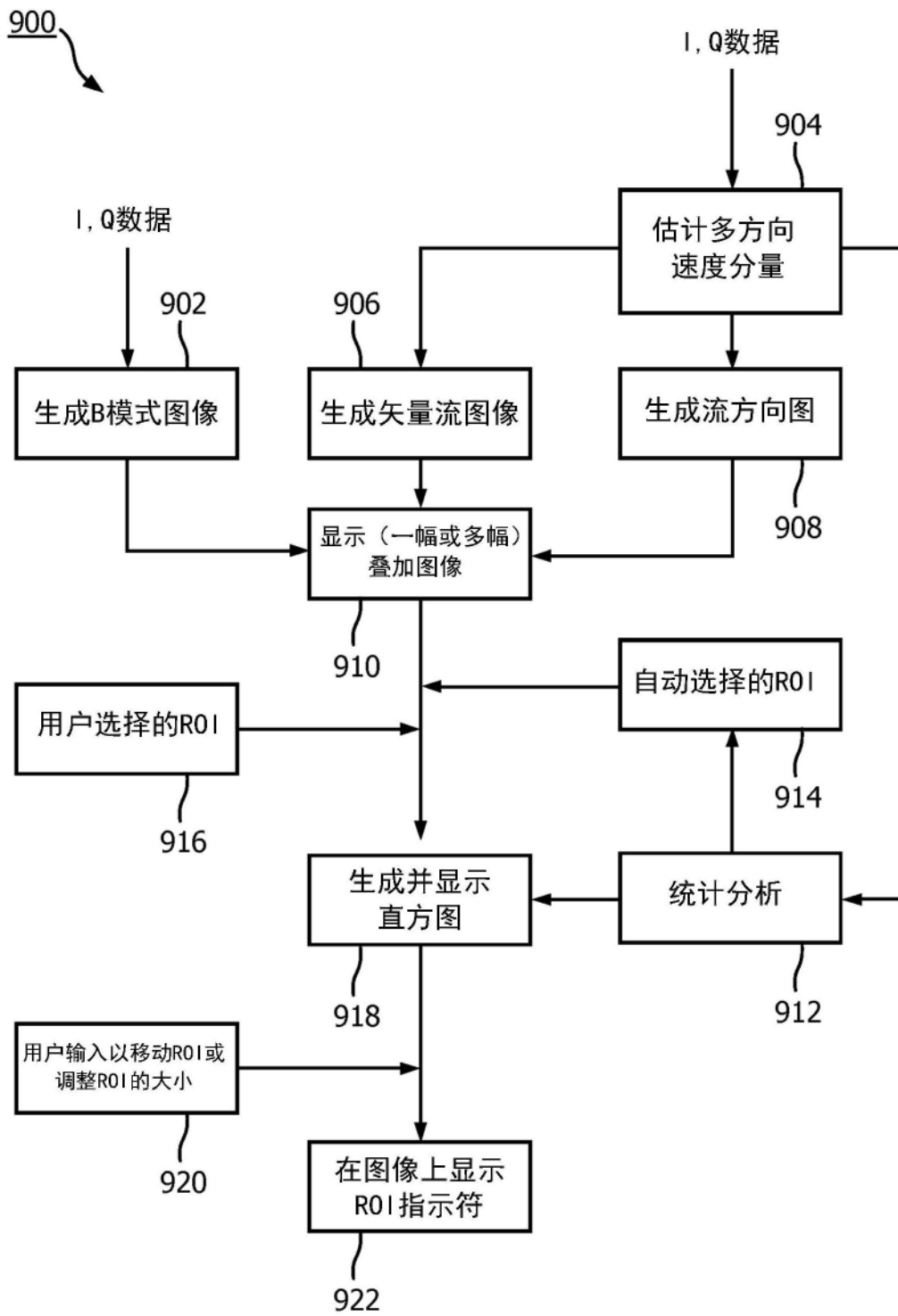


图9

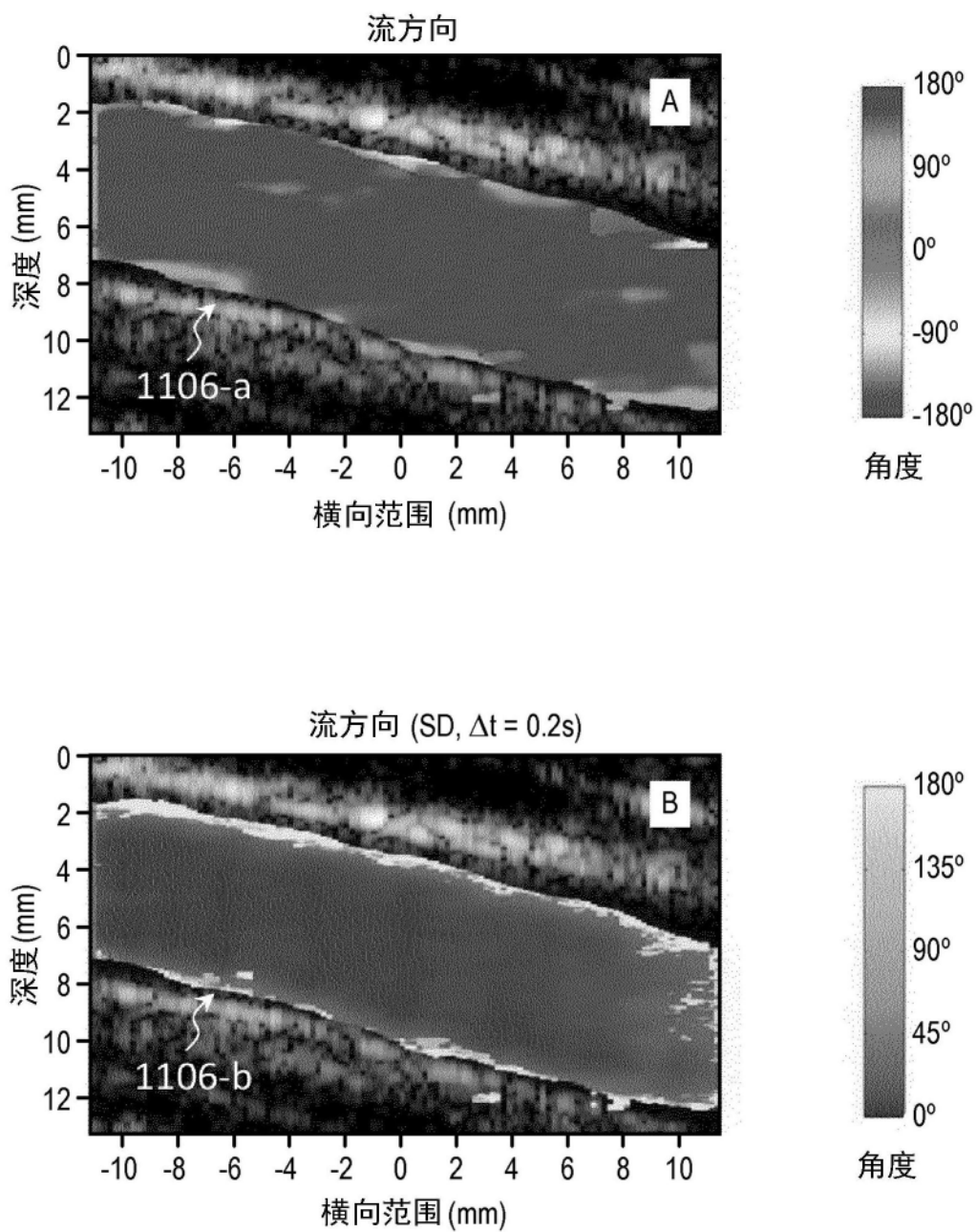


图10

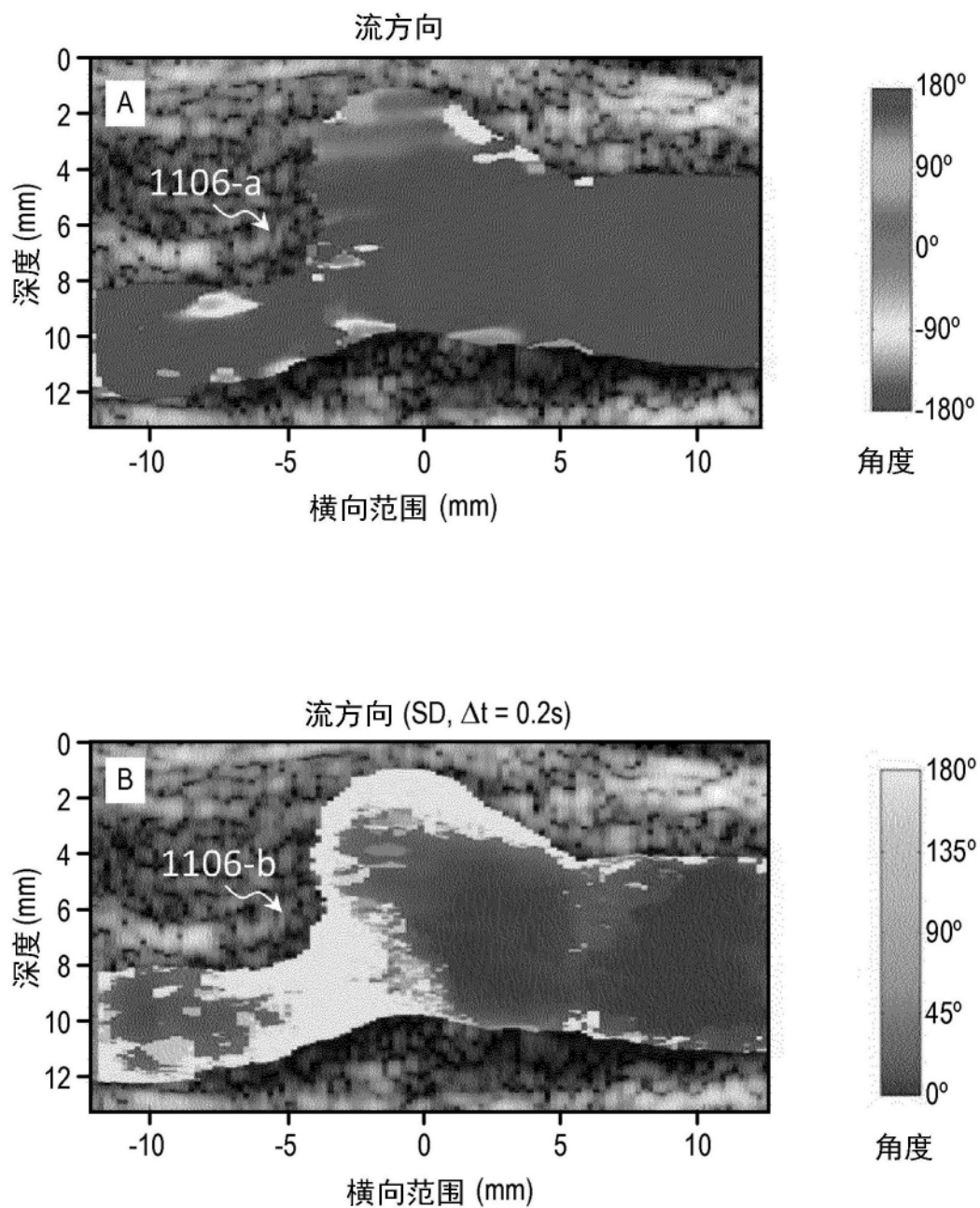


图11