



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107530051 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201580078584.7

(22)申请日 2015.06.04

(30)优先权数据

62/126,972 2015.03.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/054246 2015.06.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/139515 EN 2016.09.09

(71)申请人 B-K医疗公司

地址 丹麦赫尔雷夫

(72)发明人 J·奥勒森 J·A·詹森

C·A·比利亚戈麦斯-霍约斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/04(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

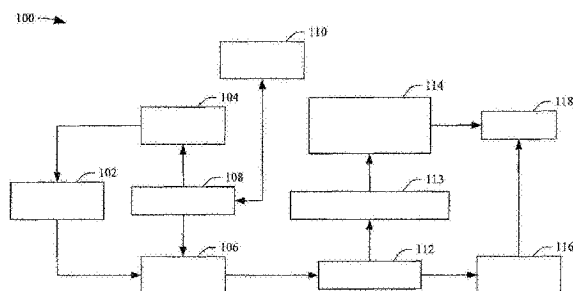
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

使用向量速度超声(US)对血管内压变化的
无创估计

(57)摘要

一种用于利用超声数据确定压力梯度的方法,包括采集血管的超声数据并且利用所述超声数据生成针对所述血管中的流量的速度向量轮廓线。所述方法还包括利用所述速度向量轮廓线计算加速度。所述加速度至少包括时间加速度,并且计算所述时间加速度包括降低来自所述速度向量轮廓线的噪声并且根据经降噪的速度数据确定所述时间加速度。所述方法还包括利用计算出的加速度确定所述压力梯度。所述方法还包括显示所述血管的超声图像,所述超声图像具有重叠在其上的指示所述压力梯度的标记。



1. 一种用于利用超声数据确定压力梯度的方法,所述方法包括:
采集血管的超声数据;
利用所述超声数据来生成针对所述血管中的流量的速度向量轮廓线;
利用所述速度向量轮廓线来计算加速度,其中,所述加速度至少包括时间加速度,并且计算所述时间加速度包括降低来自所述速度向量轮廓线的噪声并且根据经降噪的速度数据来确定所述时间加速度;
利用计算出的加速度来确定所述压力梯度;并且
显示所述血管的超声图像,所述超声图像具有重叠在其上的指示所述压力梯度的标记。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述压力梯度是使用纳维-斯托克斯公式来生成的。
3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的方法,其中,计算所述时间加速度包括:
将所述速度向量轮廓线从时域转换到频域;
选择频率分量的子集;
通过区分所选择的子集来处理所选择的子集;并且
将经区分的所选择的子集转换回到时域。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,将所述经区分的所选择的子集转换回到时域包括采用三角函数,所述三角函数将所述数据重建回到时域中。
5. 根据权利要求3至4中的任一项所述的方法,其中,将所述速度向量轮廓线转换到频域包括对所述速度向量轮廓线应用傅里叶变换。
6. 根据权利要求3至5中的任一项所述的方法,其中,选择所述频率分量的所述子集包括选择所述频率分量中的仅4至16个。
7. 根据权利要求3至6中的任一项所述的方法,其中,选择所述频率分量的所述子集包括选择所述频率分量的满足预定的能量准则的子集。
8. 根据权利要求3至7中的任一项所述的方法,其中,选择所述频率分量的所述子集包括选择所述频率分量的满足预定的频率准则的子集。
9. 根据权利要求1至8中的任一项所述的方法,其中,所述加速度还包括空间加速度。
10. 根据权利要求1至8中的任一项所述的方法,其中,确定压降包括:
接收对所述超声图像上的多个感兴趣点的识别,其中,所述多个感兴趣点分别被定位在所述血管的收缩后面、在所述收缩内、以及在所述收缩之前;
基于针对所述多个感兴趣点的所述压力梯度来确定压降;
在所显示的超声图像上视觉地识别所述多个感兴趣点;并且
显示所确定的压降。
11. 根据权利要求1至8中的任一项所述的方法,其中,确定压降包括:
接收信号,所述信号识别所述图像中针对沿着所述血管的长轴的线的像素集;
通过在对应于所识别的像素集的所述压力梯度上进行积分来确定压降;
针对每个图像帧重复接收和确定的动作;并且
视觉上将所述压降呈现为时间的函数。
12. 根据权利要求11所述的方法,还包括:

针对每个图像帧的沿着所述血管的所述长轴的多条不同线来重复接收、确定、重复和呈现的动作;并且

视觉上将所述压降呈现为压力图。

13. 根据权利要求1至12中的任一项所述的方法,其中,所述速度向量轮廓线是2D速度向量轮廓线或3D速度向量轮廓线之一。

14. 根据权利要求1至13中的任一项所述的方法,还包括:

基于以下中的至少一项来确定所述速度向量轮廓线;横向振荡、平面波或综合孔径算法。

15. 一种装置,包括:

速度估计器(113),其处理由超声成像系统采集的超声图像数据并且基于所述超声图像数据生成速度向量场;

时间加速度处理器(208),其处理所述速度向量场并且生成时间加速度,其中,当确定所述时间加速度时,所述时间加速度处理器对所述速度向量场进行滤波;

空间加速度处理器(210),其处理所述速度向量场并且生成空间加速度;

压力变化估计器(202),其基于模型和所述时间加速度和所述空间加速度来估计针对所述超声数据的压力梯度;以及

显示器,其被配置为显示超声图像数据和所述压力梯度估计。

16. 根据权利要求15所述的装置,其中,所述模型基于纳维-斯托克斯公式。

17. 根据权利要求15至16中的任一项所述的装置,其中,所述时间加速度处理器通过将所述速度向量场分解为一系列正弦、丢弃所述正弦的带来噪声的子集、区分剩余的正弦、并且将区分出的数据重建回到时域来生成所述时间加速度。

18. 根据权利要求15至17中的任一项所述的装置,其中,所述空间加速度处理器通过线性最小二乘方法将二阶多项式拟合到相邻数据点的子集,并且然后计算从最小二乘模型到近似的一阶导数的卷积系数,以生成所述空间加速度。

19. 根据权利要求15至18中的任一项所述的装置,还包括:

基于所述压力梯度来确定一个或多个压降。

20. 一种编码有计算机可执行指令的非瞬态计算机可读存储介质,当由计算机的处理器运行时所述计算机可执行指令使得所述处理器进行:

基于速度向量场确定空间加速度;

将所述速度向量场转换到频域,产生正弦和;

区分正弦的满足预定的感兴趣能量或预定的感兴趣频率范围中的至少一个的子集,产生余弦和;

重建所述余弦和以确定时间加速度;并且

基于所述空间加速度和所述时间加速度,利用纳维-斯托克斯公式来确定压力变化。

使用向量速度超声 (US) 对血管内压变化的无创估计

技术领域

[0001] 本发明总体涉及超声成像,并且更具体地涉及利用速度向量超声 (US) 对血管内压变化进行无创估计。

背景技术

[0002] 血管内血压的异常变化已经是对患病血管的指示。文献指出,测得的压力变化已经在临床上被用作评估心血管区域的生理状态时的诊断标记。可以通过将压力感测线或导管插入到股动脉并且将其穿到感兴趣区域来确定血管内压。这样的流程是有创的并且要求使用电离辐射以用于对压力感觉设备的引导。遗憾的是,有创流程使患者容易感染、出血等,并且电离辐射可能损害或杀死细胞。而且,文献已经指出,使用导管的准确度极大地依赖于导管的物理大小和形状。

[0003] 较少有创的方法使用微泡来估计局部压力改变。该方法依赖于将充满气体的泡注入到循环系统中以在施加超声波时测量散射谱中发生的频率偏移。遗憾的是,该方法要求注入微泡。无创方法基于多普勒超声。该方法包括分析从二尖瓣喷射接收到的频率偏移的音频信号,其揭示峰值收缩期流速。据此,使用孔口公式计算局部压力梯度。该方法依赖于单个的速度估计。遗憾的是,这造成所述方法对与收缩血管对峰值速度的影响(例如异常心输出)无关的血液动力学因素敏感。该方法在文献中已经被认为是不可靠的。

[0004] 至少从以上看来,存在对于用于测量血管内血压的另一种方法的未解决的需要。

发明内容

[0005] 本申请的各方面解决以上问题和其他问题。

[0006] 在一方面中,一种用于利用超声数据确定压力梯度的方法包括采集血管的超声数据并且利用所述超声数据来生成针对所述血管中的流量的速度向量轮廓线。所述方法还包括利用所述速度向量轮廓线来计算加速度。所述加速度至少包括时间加速度,并且计算所述时间加速度包括降低来自所述速度向量轮廓线的噪声并且根据经降噪的速度数据来确定所述时间加速度。所述方法还包括利用计算出的加速度来确定所述压力梯度。所述方法还包括显示所述血管的超声图像,所述超声图像具有重叠在其上的指示所述压力梯度的标记。

[0007] 在另一方面中,一种装置,包括速度估计器,所述速度估计器处理由超声成像系统采集的超声图像数据,并且基于所述超声图像数据生成速度向量场。所述装置还包括时间加速度处理器,其处理所述速度向量场并且生成时间加速度,其中,当确定所述时间加速度时,所述时间加速度处理器对所述速度向量场进行滤波。所述装置还包括空间加速度处理器,其处理所述速度向量场并且生成空间加速度。所述装置还包括压力变化估计器,其基于模型和所述时间加速度和所述空间加速度来估计针对所述超声数据的压力梯度。所述装置还包括显示器,其被配置为显示超声图像数据和压力梯度估计。

[0008] 在另一方面中,一种非瞬态计算机可读存储介质被编码有计算机可执行指令,在

由计算机的处理器运行时,所述计算机可执行指令使得所述处理器进行:基于速度向量场来确定空间加速度;将所述速度向量场转换到频域;产生正弦和;区分正弦的满足预定的感兴趣能量或预定的感兴趣频率范围中的至少一个的子集;产生余弦和;重建所述余弦和来确定时间加速度;并且基于所述空间加速度和所述时间加速度利用纳维-斯托克斯(Navier-Stokes)公式来确定压力变化。

[0009] 在阅读和理解附图之后,本领域的技术人员还将认识到本申请的其他方面。

附图说明

[0010] 本申请通过范例图示并且不限于附图,其中,相似的附图标记指示相似的元件,并且其中:

[0011] 图1示意性地图示了具有血管内压确定器的范例超声成像系统;

[0012] 图2示意性地图示了血管内压确定器的范例;

[0013] 图3示出了范例入口轮廓线;

[0014] 图4示出了重建图3中的轮廓线所需要的理想数目的正弦;

[0015] 图5示出了来自收缩的中心的近似流量;

[0016] 图6示出了对从速度数据导出的压力梯度进行映射的结果;

[0017] 图7示出了针对三个测得的心脏周期的压降的时间演化的曲线图;

[0018] 图8示出了连同根据FE模型的模拟压降一起绘制的三个测得的压力轮廓线的平均。

[0019] 图9图示了方法;并且

[0020] 图10示出了通过血管的2D压力变化的范例显示。

具体实施方式

[0021] 以下总体描述了用于根据超声成像数据估计血管内压变化的无创方法。在一个实例中,方法根据2D或3D向量速度场估计压力梯度。然后,使用基于例如纳维-斯托克斯公式和/或其他公式的模型来导出压力的变化。

[0022] 初始地参考图1,图示了范例超声成像系统100。

[0023] 换能器阵列102包括多个换能器元件,其被配置为发送超声信号并接收回波信号。适合的一维(1D)阵列的范例包括具有8、16、32、64、96、128、512等数量的换能器元件的阵列。在本文中还预期了其他的元件数量和/或维度(例如二维或2D)。阵列102可以是线性的、曲线的和/或其他形状的。换能器阵列102可以是完全填充的或稀疏的和/或其组合。

[0024] 发送电路104生成传达到换能器阵列102的脉冲集。脉冲集致动换能器阵列102的换能器元件的对应的集合,令元件将超声信号发射到检查或扫描视场中。接收电路106接收响应于从换能器102发送的超声信号而生成的回波。通常,回波是所发射的超声信号与扫描视场中的结构(例如流动的血细胞、器官细胞等)之间相互作用的结果。

[0025] 控制器108控制发送电路104和/或接收电路106。在一个实例中,控制器108控制发送电路104以通过将虚源放置在换能器后面而从孔径发射波(例如未聚焦的球形、弱聚焦的、平面的等)。波束形成器112处理回波并且生成数据以至少用于生成图像并估计速度。在一个非限制性实例中,这包括沿着扫描平面的聚焦扫描线生成聚焦的相干回波样本的序

列。

[0026] 速度估计器113被配置为估计2-D和/或三维(3-D)向量速度场。例如,速度估计器113可以被配置为估计2-D平面内向量速度场 $\vec{v}(t) = (v_x(t), v_y(t))$ 。平面外速度 $v_z(t)$ 可以被设定为零。备选地,还确定平面外速度 $v_z(t)$ 以估计3-D向量速度场。

[0027] 在Jensen等人的“Directional synthetic aperture flow imaging”,(IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelec.,Freq.Contr.,51:1107-1118,2004年)、Jensen等人的“Estimation of velocity vectors in synthetic aperture ultrasound imaging”(IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelec.,Freq.Contr.,25:1637-1644,2006年)、以及Jensen的“Vector velocity estimation using directional beam forming and cross-correlation”,US 6725076 B1中描述了速度估计器的范例,通过引用将其整体并入本文。

[0028] 其他适合的速度估计器可以基于Jensen的“A New Estimator for Vector Velocity Estimation”(IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelec.,Freq.Contr.,48(4):886-894,2001年)和Jensen的“Estimator for Vector Velocity”,US 6859659 B1,通过引用将其整体并入本文,以及Jensen的“Apparatus and method for determining movements and velocities of moving objects”,US 6148224,通过引用将其整体并入本文。

[0029] 血管内压估计器114被配置为处理速度向量以估计血管内压的变化。如下面更详细描述,在一个实例中,这包括:使速度向量轮廓线平滑;根据平滑的速度向量数据来计算时间加速度项;并且基于时间加速度项、空间加速度项以及纳维-斯托克斯公式来确定压力梯度。在一个实例中,平滑使速度向量轮廓线的噪声降低。任选地,血管内压估计器114还被配置为确定压降。

[0030] 扫描转换器116针对数据帧的扫描线进行扫描转换以生成用于显示的数据(例如通过将数据转换到显示器的坐标系)。扫描转换器116可以采用模拟和/或数字扫描转换技术。显示器118被配置为显示超声图像、血管内压、血管内压的变化、压降等。可以利用标记(例如字母数字、图形等)视觉地显示压力。

[0031] 用户接口(UI)110提供系统100与系统100的用户之间的接口,所述用户接口110包括输入设备(例如按钮、滑动条、触摸表面等)和/或输出设备(例如视觉的和/或听觉的等)。

[0032] 应理解到,可以经由运行被编码或被嵌入在非瞬态计算机可读存储介质(例如物理存储器)上的一个或多个计算机可读指令的处理器(例如微处理器、中央处理单元、控制器等)来实现波束形成器112、速度估计器113、血管内压估计器114、和/或系统100的其他部件。处理器可以额外地或备选地运行由载波、信号或其他瞬态介质承载的计算机可读指令。

[0033] 图2图示了血管内压估计器114的范例。

[0034] 图示的血管内压估计器114包括时间加速度处理器208。在该范例中,时间加速度处理器208通过傅里叶变换将测得的流量轮廓线分解为一系列正弦,由此分析地对时间加速度进行近似。这些正弦在频率处(例如描述原始轮廓线的那些频率)处振荡。时间加速度处理器208将正弦的子集是被为感兴趣的正弦。在一个实例中,子集包括满足感兴趣能量准则的正弦,例如具有最高能量的预定数量的正弦、具有在预定范围中的能量的正弦等。在另一实例中,子集包括对应于低于截止频率(例如500Hz、1kHz等)的频率的正弦。在又一实例中,子集是基于能量和频率的组合来确定的。在本文中还预期了其他准则。

[0035] 时间加速度处理器208对选定的正弦进行区分。在该范例中,时间加速度处理器

208计算一阶导数,如在公式1中所示:

[0036] 公式1:

$$[0037] \quad \frac{d\vec{v}_m(i, j, t)}{dt} = \sum_{p=1}^N |\vec{v}_p(i, j)| 2\pi \vec{f}_p(i, j) \sin(2\pi \vec{f}_p(i, j)t - \phi_p(i, j)).$$

[0038] 其中,N表示在重建流量轮廓线中使用的正弦的数量,并且 V_p 和 ϕ_p 表示频率分量 f_p 的幅值和相位,(i, j)表示每个速度场内的位置,并且m为方向(例如轴向z或横向x)。取导数将时间加速度计算为余弦和。时间加速度处理器208例如使用三角函数重建余弦和,以将数据转换回到时域中。如此结合心脏数据重建流量轮廓线是可能的,这是因为流量在心动周期期间是周期性的。

[0039] 利用该方法,向量场内的每个位置处的速度轮廓线首先例如通过傅里叶变换而被从时域转换到频域,以将向量场分解为在多个能量分箱上组成所述向量场的频率。频率分量的子集然后被保留,同时其他子集被丢弃、忽略等。在一个实例中,保留4至12个频率分量(例如6、7、8、9、10等数量的频率分量)。如上文所讨论的,选择可以基于能量、频率等,使得选择频率分箱的子集。在本文中结合图4,以下讨论了选择8个频率分量或分箱的范例。导数使所选择的频率的相位偏移90度以产生时间加速度轮廓线。该过程具有使原始向量速度估计平滑的效果(例如通过移除较高的频率分量),这导致压力梯度估计的较高的精度。区分出的数据然后被转换回到时域并且被如本文所描述地进一步处理。

[0040] 所图示的血管内压估计器114还包括空间加速度处理器210。在该范例中,空间加速度处理器210使用对测得的速度场的多项式进行滤波来计算空间加速度。在一个实例中,空间加速度处理器210通过线性最小二乘方法将二阶多项式拟合到相邻数据点的子集,并且然后根据最小二乘模型计算卷积系数,所述卷积系数被用于找到一阶导数。空间加速度处理器210针对给定时间t处的扫描平面中的每个位置分立地计算轴向和横向导数。

[0041] 在一个实例中,空间加速度处理器210通过公式2和3计算轴向和横向导数:

[0042] 公式2:

$$[0043] \quad \frac{d\vec{v}_m(i, j, t)}{di} \approx \frac{1}{\Delta m} \sum_{p=i-h_w}^{i+h_w} \vec{v}_m(p, j, t) \vec{B}(p - (i - h_w) + 1).$$

[0044] 和

[0045] 公式3:

$$[0046] \quad \frac{d\vec{v}_m(i, j, t)}{dj} \approx \frac{1}{\Delta m} \sum_{p=j-h_w}^{j+h_w} \vec{v}_m^T(p, i, t) \vec{B}(p - (j - h_w) + 1).$$

[0047] 其中, Δm 表示轴向方向或横向方向上的速度场的采样间隔,p表示指数, $\vec{B}$ 表示卷积系数,并且 $\vec{v}_m^T$ 表示 $\vec{v}_m$ 的转置。指数数值p可以从所选择的子集的窗口大小的一半找到,所述窗口大小可以通过: $h_w = \frac{N_{\text{集合}} + 1}{2} - 1$ 计算,其中, $N_{\text{集合}}$ 表示子集中的样本的数目。 $\vec{B}$ 中的卷积系数仅取决于拟合的多项式的阶数和所选择的窗口的大小,而这些可以在查找表中找到。在该范例中,逐像素地执行 $\vec{v}_m^T$ 和 $\vec{B}$ 的乘法。

[0048] 图示的血管内压估计器114还包括压力变化估计器202。压力变化估计器202被配置为基于模型利用2-D或3-D向量速度场估计至少血管内压。模型存储装置204存储这样的模型。在以下范例中,模型被用于使用时间加速度和空间加速度(即时间导数和空间导数)根据2-D向量速度确定平面内压力梯度,如在公式4A或4B中所示:

[0049] 公式4A:

$$[0050] \quad \begin{bmatrix} \frac{\partial p}{\partial x} \\ \frac{\partial p}{\partial z} \end{bmatrix} = -\rho \begin{bmatrix} \frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \\ \frac{\partial v_z}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \end{bmatrix}, \text{ 以及}$$

[0051] 公式4B:

$$[0052] \quad \begin{bmatrix} \frac{\partial p}{\partial x} \\ \frac{\partial p}{\partial z} \end{bmatrix} = -\rho \begin{bmatrix} \frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \\ \frac{\partial v_z}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \end{bmatrix} + \mu \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial z^2} \\ \frac{\partial^2 v_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \rho g_x \\ \rho g_z \end{bmatrix}$$

[0053] 其中,p表示压力,x表示轴向,z表示横向,t表示时间, v_x 表示轴向速度分量, v_z 表示横向速度分量, ρ 和 μ 分别表示密度和粘度,并且g表示引力。一般地,公式4B额外地包括粘性力和重力项。对于公式4A和4B,平面外速度 v_y 和在该方向上的改变是零。在变型中,平面外速度 v_y 可以被包括在公式4A或4B中和/或在压力梯度的确定中以其他方式被考虑。

[0054] 这样的模型可以基于纳维-斯托克斯公式,其被示出在公式5中:

[0055] 公式5:

$$[0056] \quad \rho \left[\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right] = -\nabla p + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{v},$$

[0057] 其中 ρ 表示流体的密度, $\vec{v}$ 表示速度向量, $\frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$ 表示根据时间的速度向量的偏导数,

∇ 表示空间微分算子 $\left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)$, $\vec{v} \cdot \nabla \vec{v}$ 表示对流流体加速度, ∇p 表示压力梯度, $\vec{g}$ 表示引力, $\nabla^2 \vec{v}$ 表示速度场的拉普拉斯算子,并且 $\mu \nabla^2 \vec{v}$ 表示由流体的粘度引起的粘性阻力。

[0058] 公式5通过使作用在不可压缩的体积上的力与在位置 $\vec{r}$ 和时间t处的加速度和密度相关来描述流体的速度场 $\left(\vec{v}(\vec{r}, t) = v_x(t), v_y(t), v_z(t) \right)$ 的发展。根据公式5,如果 $\vec{v}$ 的三个空间向量分量是已知的,则可以确定压力梯度 ∇p 。在一个实例中,可以忽略重力项,例如因为经历扫描(例如超声)的患者被放置在仰卧位中。在一个实例中,例如在研究较大的动脉中的血流时,可以忽略粘性力,例如因为力对流量的总体运动的小的影响。

[0059] 压降确定器206基于压力梯度确定一个或多个压降。在另一实施例中,省略压降确定器206。以下图6示出了具有重叠在图像中的血管上的压力梯度(经由箭头表示)的图像。在一个实例中,用户可以(经由鼠标等)识别血管中的感兴趣点,例如在收缩后、收缩内以及收缩前。压降确定器206基于这三个点确定压降。在使用图6的另一范例中,用户可以绘制沿着穿过收缩的血管的长轴的线。可以通过对沿着图形中的线的压力梯度进行积分来针对

特定时刻确定压降。这可以基于每个对应的图像针对多个时间点来重复。在又一范例中,可以在每个时间点针对多个这样的线计算压降。

[0060] 可以经由显示器118以图形和/或以字母数字呈现或显示一个或多个压降。例如,三个点和压降可以被重叠在图像上。在另一范例中,针对线的压降可以被示出为根据时间的曲线图,如下面图7所示。在另一范例中,针对多条线的压降可以被示为压力图,例如与天气图类似。图10示出了通过血管的2D压力改变的范例显示。压力值是参考血管的入口(左侧)给出的,其被设定为零。在这种情况下,在跟随向量速度场的多个流水线上使用公式6A来导出压力。

[0061] 以下描述了将使用本文所描述的方法的压力变化的准确度与模拟进行比较的非限制性范例。模拟包括有限元(FE)模型。根据使用3-T扫描器获得的流量体模的经分割MR1数据来建立模型的几何结构。设定模拟模型的流量参数以在实验设置中的模仿实际的流量条件。图3示出了等效于在实验设置期间测得的入口轮廓线的范例入口轮廓线,其被应用到模型的入口。粘度(例如 4.1×10^{-3} 帕斯卡-秒,或 $\text{Pa} \cdot \text{s}$)和密度(1030千克每立方米或 kg/m^3)是与血液模仿流量的属性相匹配的分配值。在Olesen等人的“Noninvasive estimation of 2-D pressure gradients in steady flow using ultrasound”(IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 第61卷,第8号,第1409-1418页中讨论了这样的模型的范例。

[0062] 下面描述实验设置和装备。在模仿具有内部分支的70%收缩的颈动脉分叉的流量体模上采集向量速度数据。使用线性阵列换能器(例如BK8670, BK Medical, DK的产品)采集测量结果。线性阵列换能器被连接到实验搜索扫描器。向3cm的深度以12kHz发射具有7MHz的中心频率的三周期脉冲。八个低分辨率图像被求和以得到产生1500Hz的有效帧率的每个分辨率图像。可以在线或离线处理超声数据。颈动脉体模被连接到能够生成定制的流量波形的流量系统。

[0063] 局部加速度通过将测得的波形分解为每个在不同的频率处振荡的若干正弦来进行近似。这被完成以表达用于分析地计算压力梯度的导数。进行原始流量波形的现实重建所需要的正弦的数量取决于轮廓线的复杂度和存在于信号中的噪声的量。图4示出了根据测得的信号中的增加的噪声水平来重建图3中的轮廓线所需要的理想数量的正弦。尽管具有20dB水平的白高斯噪声,可以根据八个正弦的和来恢复超过98%的系统的入口波形。在图5中绘制了来自收缩的中心的近似流量。

[0064] 从速度数据导出压力梯度图,并且在图6中示出结果。在心脏周期的峰值收缩期阶段期间绘制所估计的梯度。图6是使用公式4A中描述的估计器来计算的。箭头和其背景灰度分别指示梯度的方向和幅度。图6示出了倾向于指向背离收缩的中心的箭头,这指示此处存在低压。分别使用针对轴向和横向的31(3mm)和11(2mm)数据点的窗口大小来计算图6中使用的空间导数。

[0065] 显示跨区域的压降的一种方式是通过使用流线表示。例如,添加流线下方的向量分量 v_x 和 v_z 产生正切于流线的速度分量 v_s 。将2-D平面内速度分量重写为平行于流线的单个分量意味着可以使用公式5的1-D表示导出沿着线的压力梯度,如在公式6A或6B中所示:

[0066] 公式6A:

[0067]
$$\frac{\partial p}{\partial s} = -\rho \left[\frac{\partial v_s}{\partial t} + v_s \frac{\partial v_s}{\partial s} \right] \text{以及}$$

[0068] 公式6B:

[0069]
$$\frac{\partial p}{\partial s} = \rho \left[\frac{\partial v_s}{\partial t} + v_s \frac{\partial v_s}{\partial s} \right] + \mu \left[\frac{\partial^2 v_s}{\partial s^2} \right]$$

[0070] 一般地,公式6B额外地包括粘性力和重力项。

[0071] 跨流线存在的总压降被估计为时间的函数。使用多项式滤波来计算进入估计器中的空间导数。二阶多项式被拟合到覆盖10.7mm的长的流线的1.4mm线的71个相邻速度估计的子集。滤波器的窗口大小和阶被选择为是估计器噪声的影响最小化,并且是在1.4mm区域内的流量可以由二阶多项式近似的假设下进行的选择。每个单独的梯度给出对该特定位置处的压力相对于相邻压力值如何变化的指示。对来自沿着线的每个估计的分立贡献进行求和,获得存在于流线的两端之间的压力的相对降低。

[0072] 在图7中绘制出针对三个测得的心动周期的压降的时间演变。附图示出了心脏周期的收缩阶段中的最大压降,并且下降恰好在流量到达其最大速度之前达到峰值。相对于7Pa的最大压力,跨脉搏的平均标准偏差被发现是4%。连同来自图8中的FE模型的模拟压降绘制出了三个测得的压力轮廓线的平均。在估计的数据与参考模型之间发现10%的归一化均方根误差。

[0073] 在该范例中,已经根据向量速度数据计算了压力变化的无创测量结果。跨收缩体模的血管内压降根据其在心脏周期内何时被测量而变化。仅在峰值收缩阶段之前估计最大的下降,达到了7Pa并且具有4%的标准偏差。在所估计的压力与来自FE模型的结果之间发现10%的归一化误差。对于该范例,本文所描述的方法使用定向综合孔径流动成像,采用了采集到3cm深度的向量速度数据,产生每秒1500速度帧。

[0074] 这样的技术另外允许对估计进行平均,而不对轮廓线的峰值进行折中。平均是有益的,因为其基本上执行对估计的低通滤波,因此,这避免了通常与噪声相关联的较高频率的内容。噪声消除可以被用于导出适当的导数,并且当移动到高阶导数中时可以变为重要的。当研究较小血管中的流量时,引入与二阶微分有关的粘度的作用,在所述较小血管中来自壁的影响更突出。因此,针对那些区域,通过纳维-斯托克斯公式的压力估计应该将粘性力纳入考虑。

[0075] 文献指示,根据通常采用的导管,峰值收缩压被过高估计24%。本文中的范例示出参考模型的10%内的结果,并且具有4%的标准偏差,这指示本文所描述的方法获得比有创导管更可靠的压力测量结果。对临床中的导管的替代可以消除对于这样的有创流程和其用于导管引导的相关X射线辐射的需要。

[0076] 图9图示了方法。

[0077] 应当理解,以下动作被提供用于解释的目的并且是非限制性的。如此,可以省略动作中的一个或多个,可以添加一个或多个动作,一个或多个动作可以以不同的顺序(包括与另一动作同时地)发生等。

[0078] 在1402中,采集超声成像数据。将理解到,超声成像数据能够被近实时地采集,并且因此为优良的滤波器提供例如相对于MR和/或其他成像模态的更高的计时分辨率数据,在MR和/或其他成像模态中,数据由于较慢的采集能力而是随时间的平均数据。

[0079] 在1404中,根据采集的超声成像数据来确定向量速度场。如本文所描述的,这包括使用各种方法来确定2-D和/或3-D速度向量场,例如横向振荡、平面波、综合孔径等。

[0080] 在1406中,如本文所描述的和/或以其他方式,基于速度向量场确定时间加速度分量和空间加速度分量。

[0081] 在1408中,如本文所描述的和/或以其他方式,根据时间加速度分量和空间加速度分量估计压力梯度。

[0082] 在1410中,如本文所描述的和/或以其他方式,呈现压力梯度。

[0083] 在1412中,如本文所描述的和/或以其他方式,基于压力梯度确定一个或多个压降。

[0084] 在1414中,如本文所描述的和/或以其他方式,呈现压降。

[0085] 在另一实施例中,省略动作1410和1412。

[0086] 压力梯度和/或下降可以被传达到另一设备。其他设备可以是显示器、硬件存储器、另一设备等。在一个实例中,超过预定阈值水平的压力梯度和/或下降使得其他设备执行动作。例如,下降可以使得其他设备调用警报、向智能电话、网页等发送通知、感测另一生理参数等。

[0087] 本文所描述的方法可以经由运行被编码或实现在计算机可读存储介质(例如物理存储器)上的一个或多个计算机可读指令的一个或多个处理器来实现,所述指令使得一个或多个处理器执行各种动作和/或其他功能和/或动作。额外地或者备选地,一个或多个处理器可以运行由瞬态介质(例如信号或载波)承载的指令。

[0088] 已经参考各种实施例描述了本申请。在阅读本申请之后,其他人将想到修改和变型。本发明旨在被理解为包括所有这样的修改和变型,只要其落入权利要求书或其等价方案的范围内。

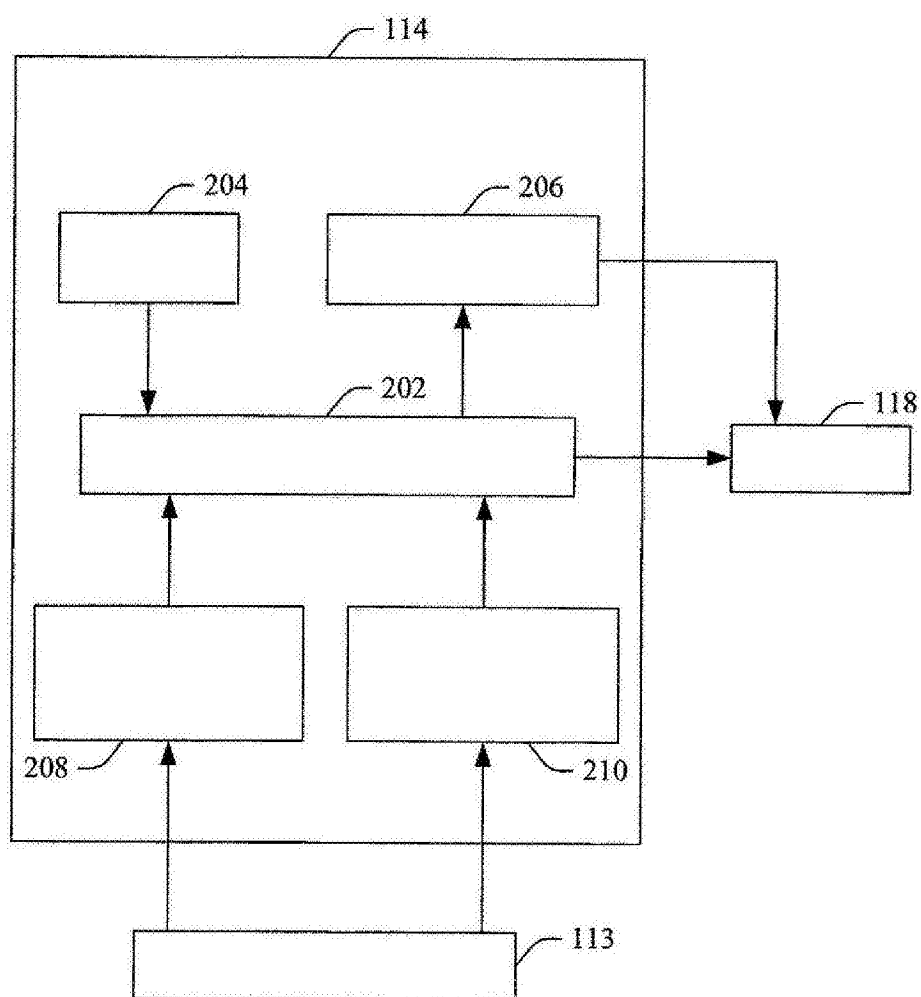


图2

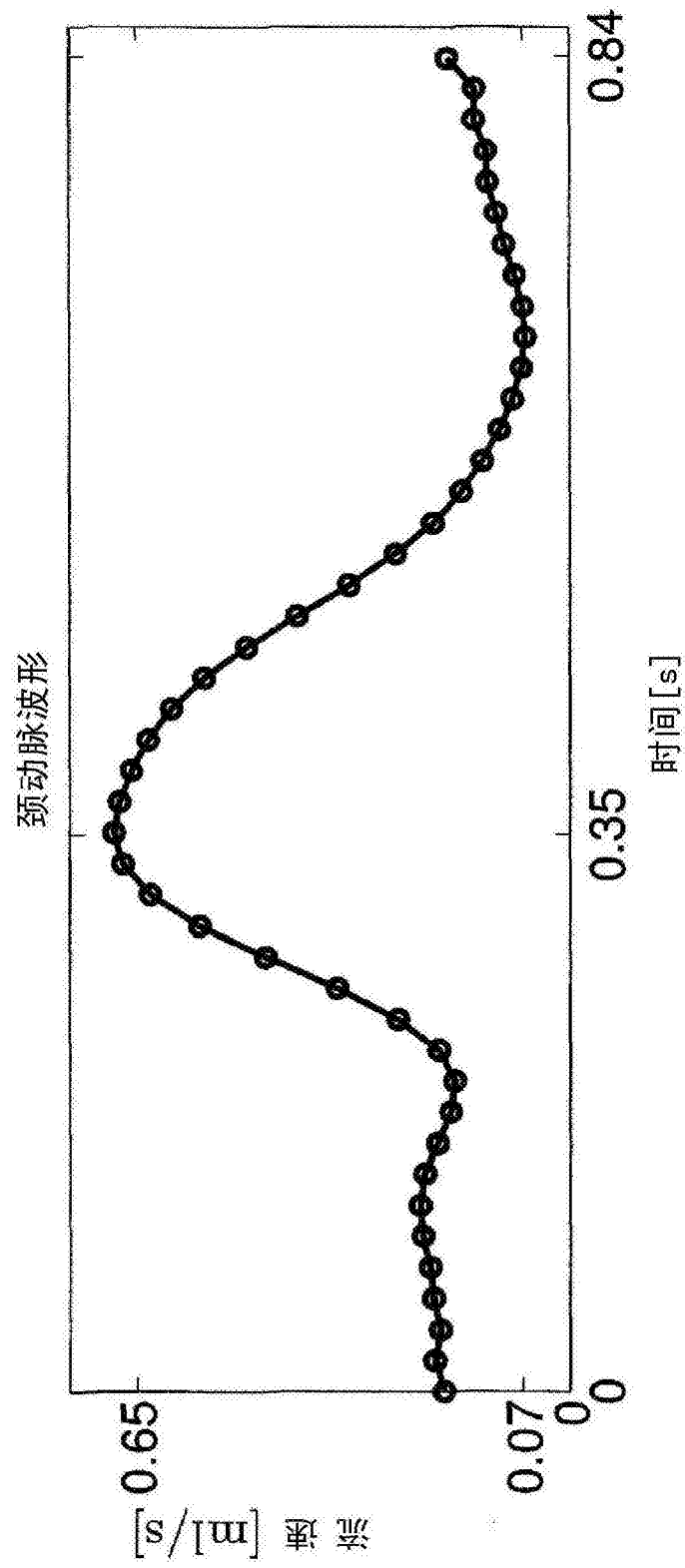


图3

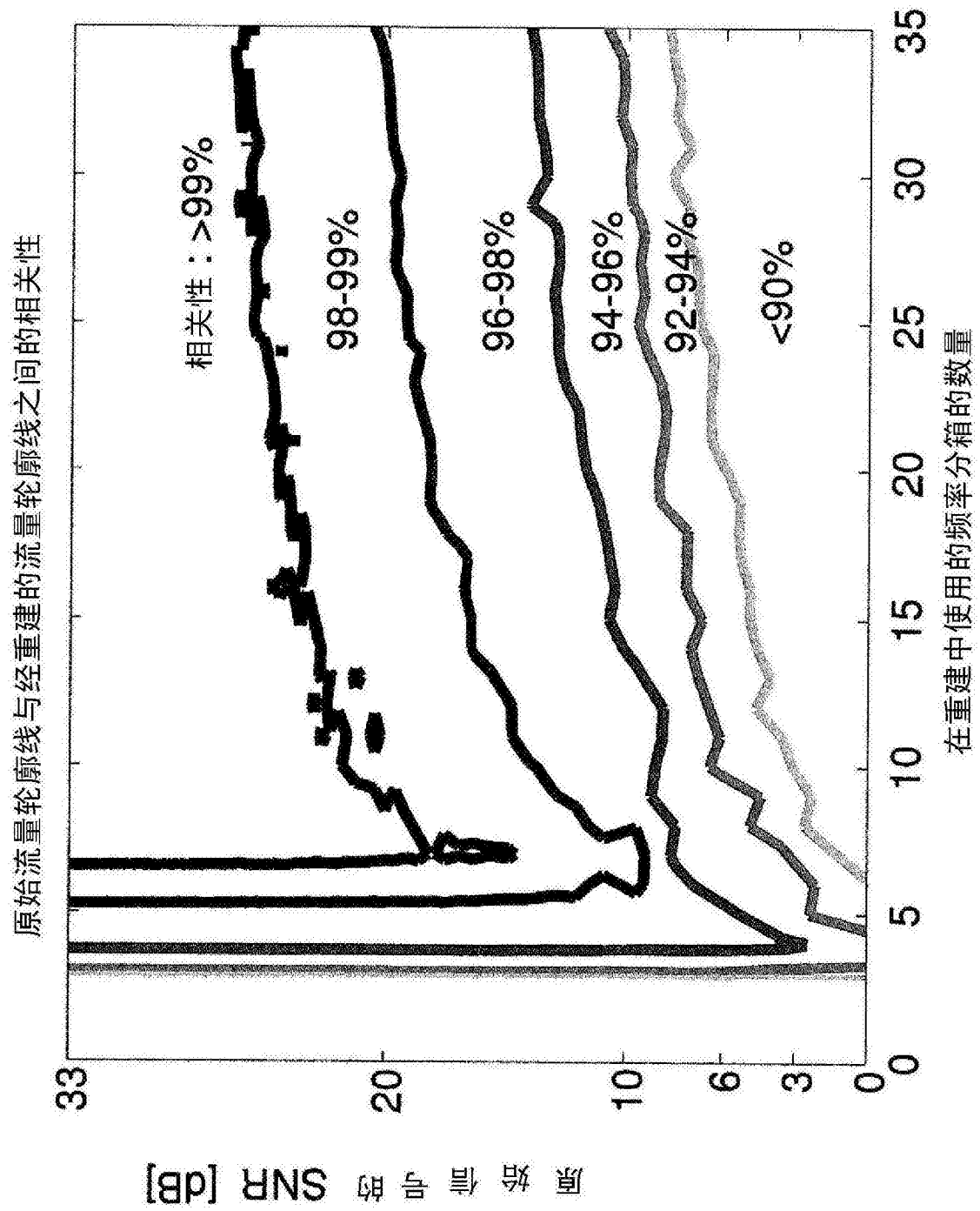


图4

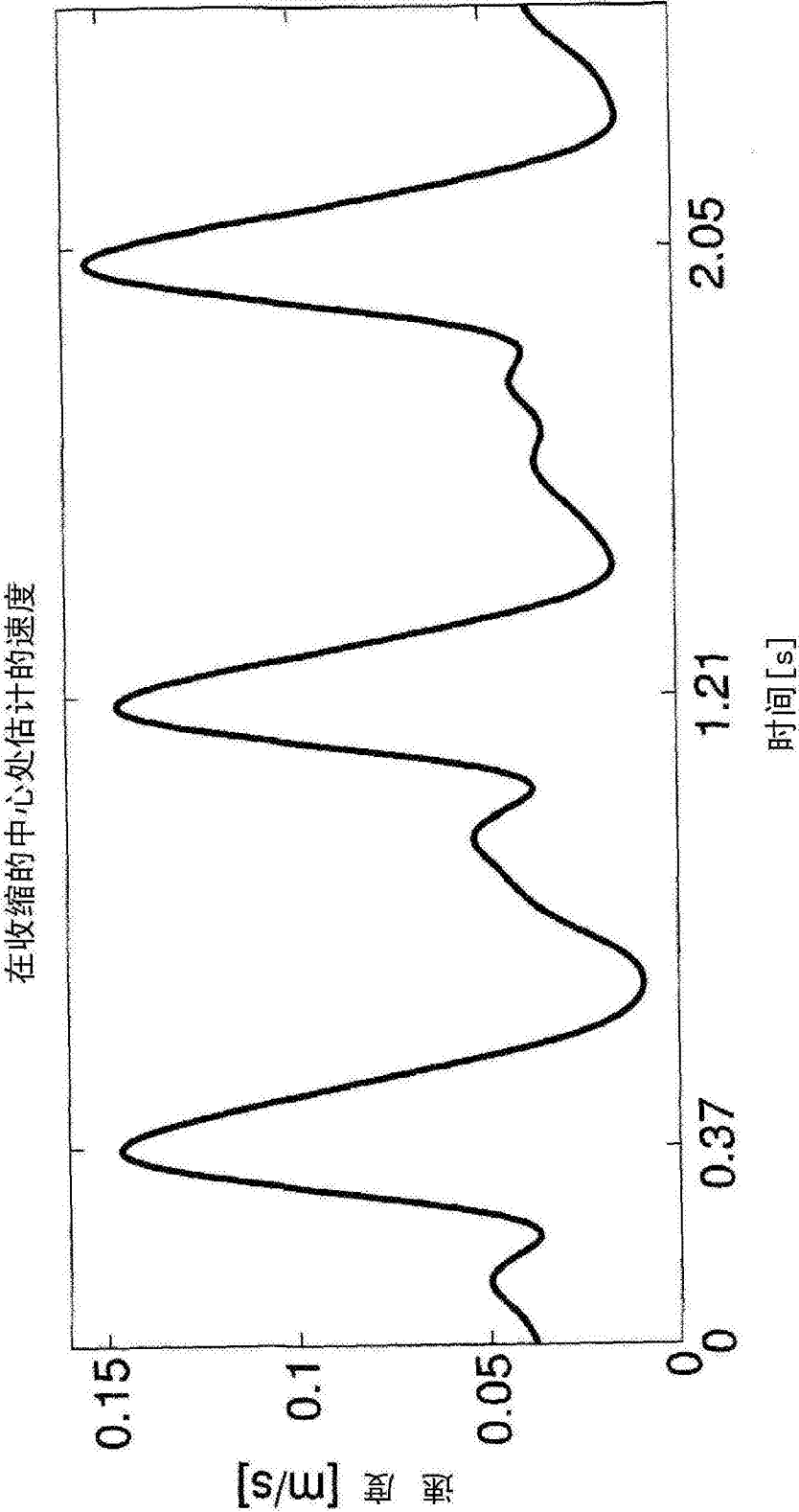


图5

测得的压力梯度图

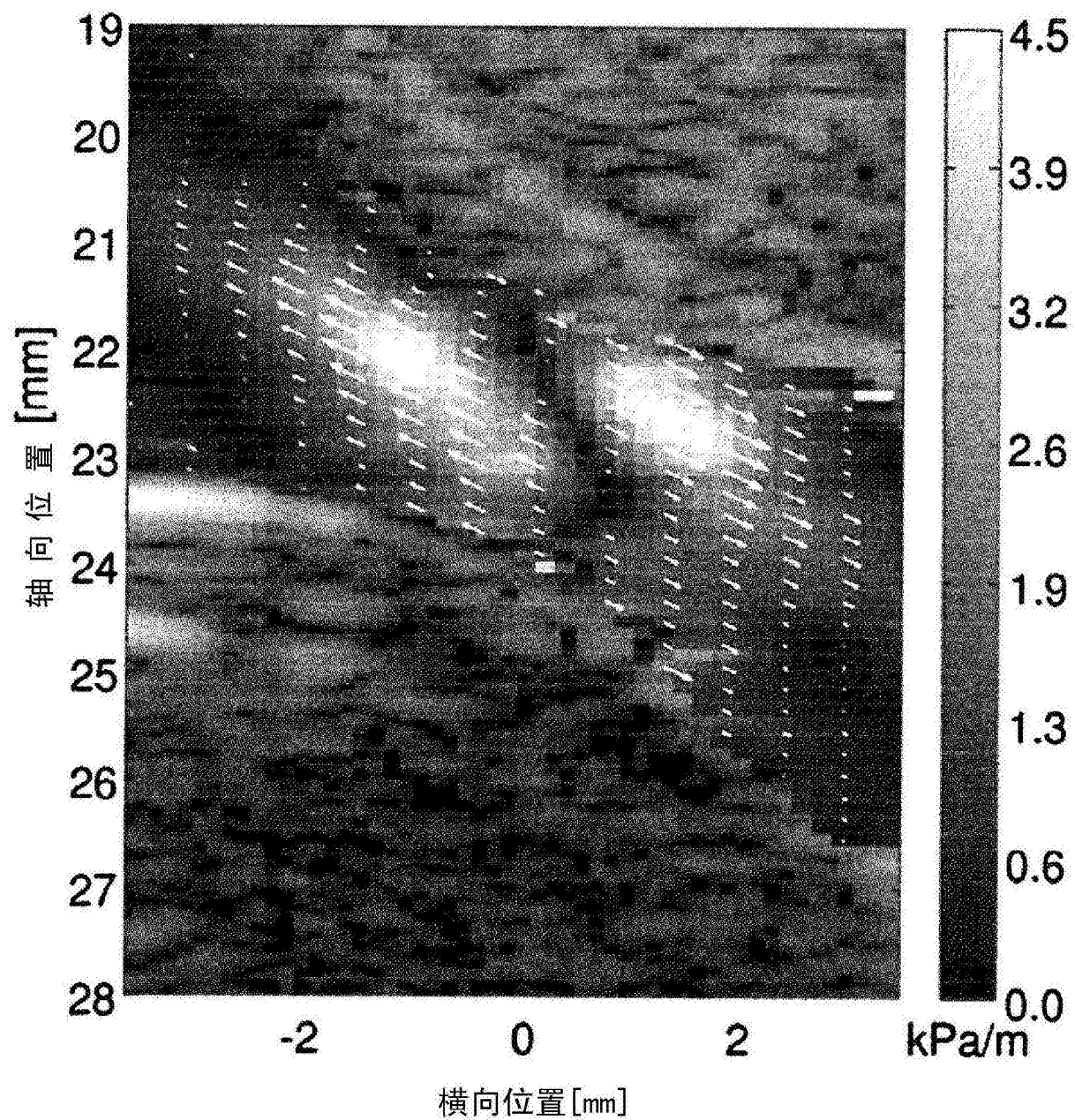


图6

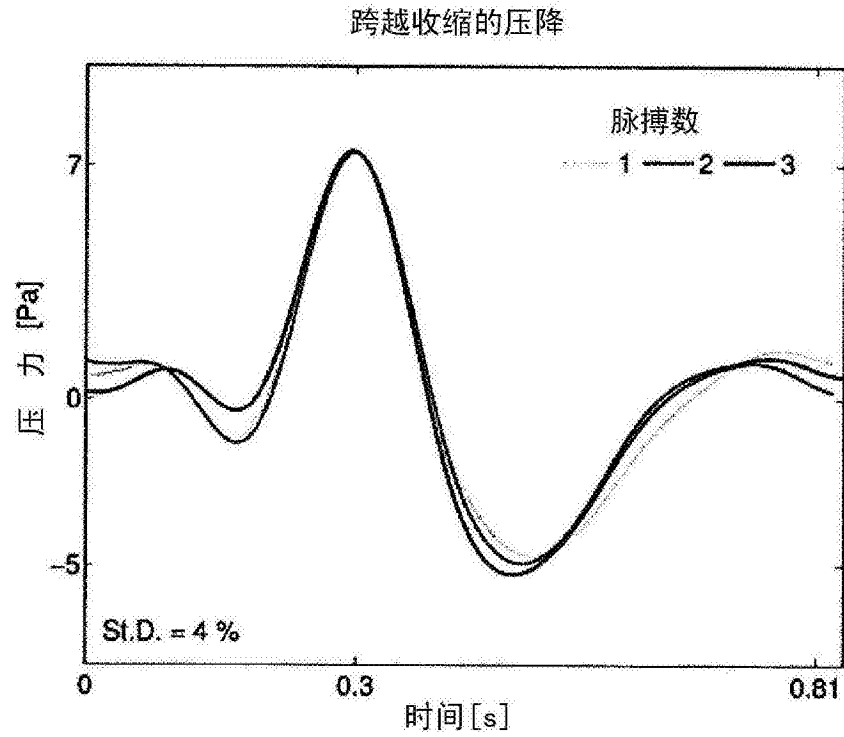


图7

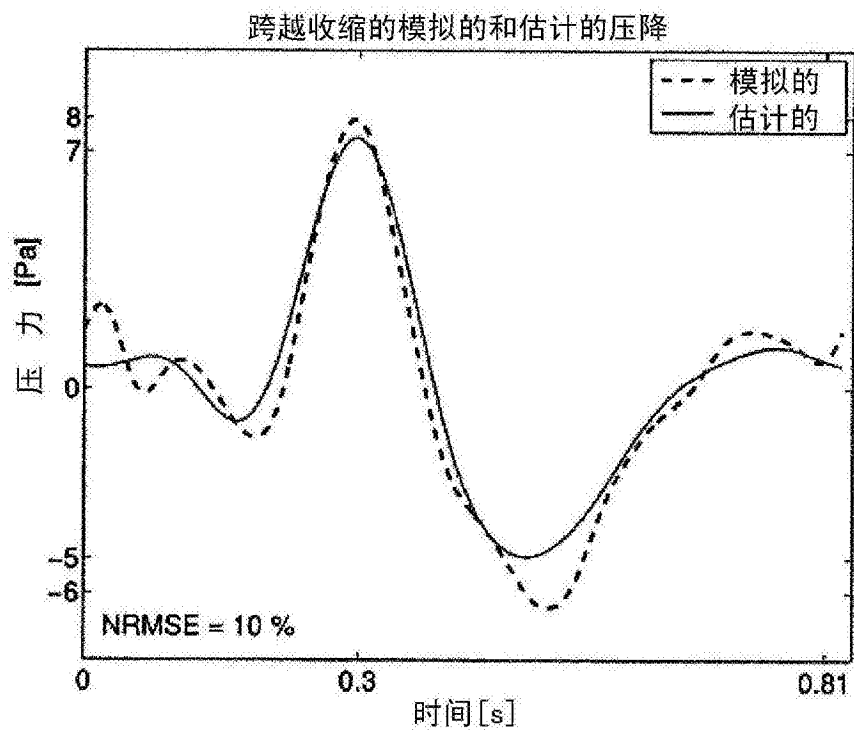


图8

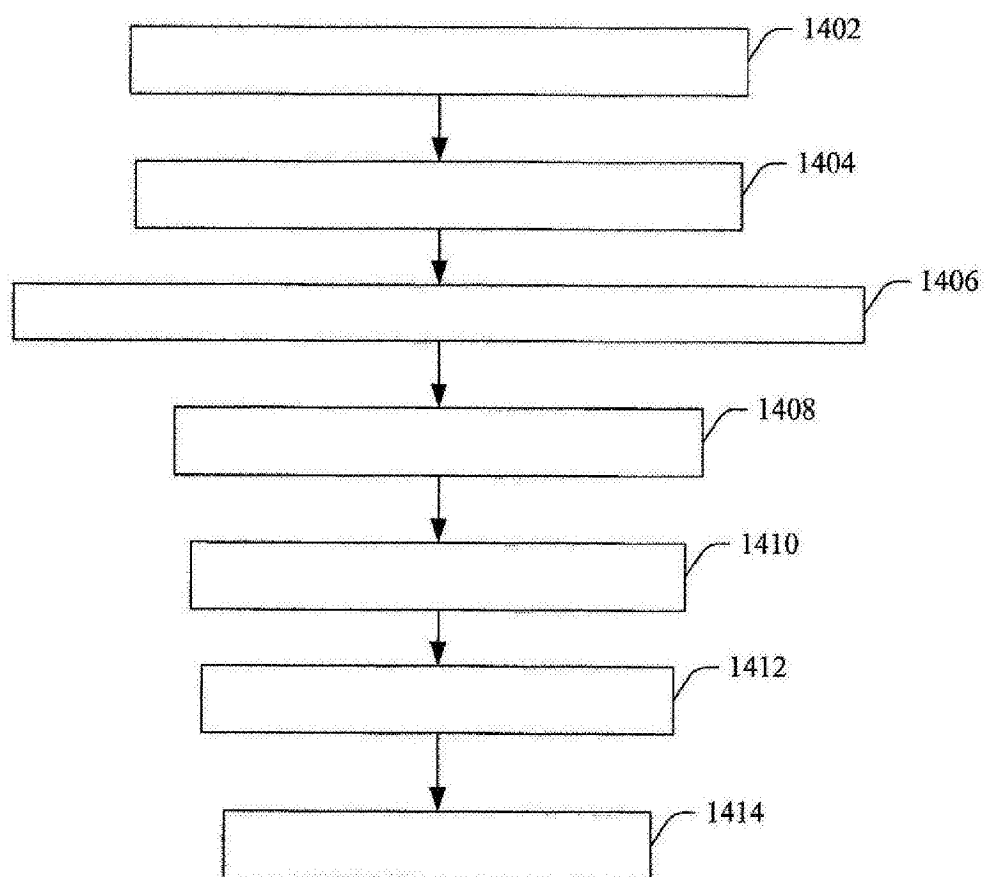


图9

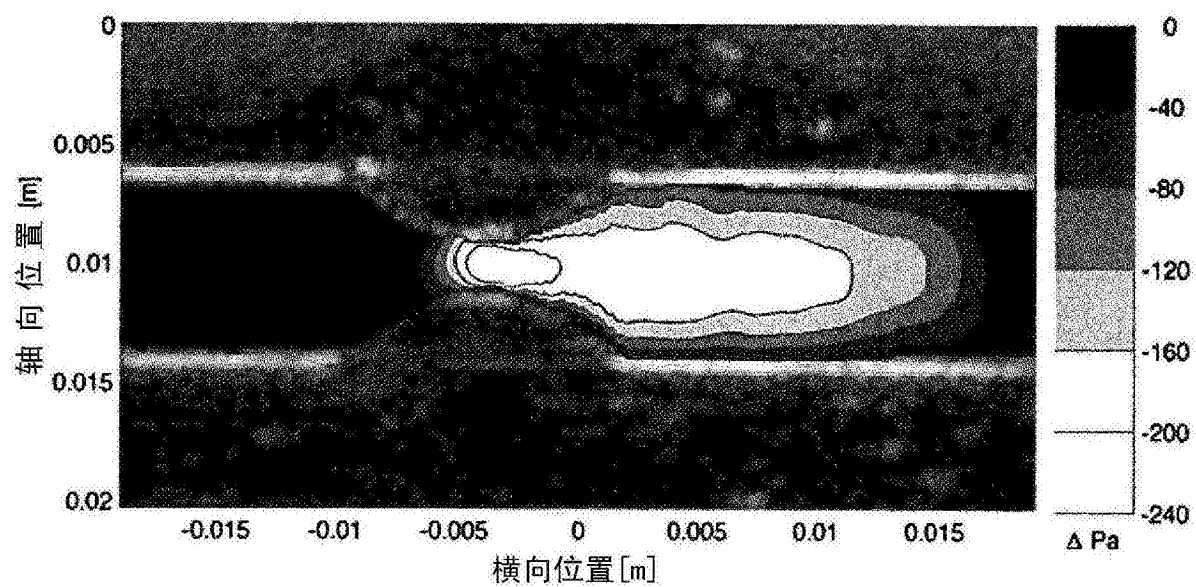


图10

专利名称(译)	使用向量速度超声 (US) 对血管内压变化的无创估计		
公开(公告)号	CN107530051A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201580078584.7	申请日	2015-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	B-K医疗公司		
申请(专利权)人(译)	B-K医疗公司		
当前申请(专利权)人(译)	B-K医疗公司		
[标]发明人	J 奥勒森 JA詹森 C A 比利亚戈麦斯 霍约斯		
发明人	J·奥勒森 J·A·詹森 C·A·比利亚戈麦斯-霍约斯		
IPC分类号	A61B8/04 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/021 A61B8/04 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5223 G01F1/66 G01S15/8984		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/126972 2015-03-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于利用超声数据确定压力梯度的方法，包括采集血管的超声数据并且利用所述超声数据生成针对所述血管中的流量的速度向量轮廓线。所述方法还包括利用所述速度向量轮廓线计算加速度。所述加速度至少包括时间加速度，并且计算所述时间加速度包括降低来自所述速度向量轮廓线的噪声并且根据经降噪的速度数据确定所述时间加速度。所述方法还包括利用计算出的加速度确定所述压力梯度。所述方法还包括显示所述血管的超声图像，所述超声图像具有重叠在其上的指示所述压力梯度的标记。

