



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103747742 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 06

(21) 申请号 201280028868. 1

(22) 申请日 2012. 04. 13

(30) 优先权数据  
61/475550 2011. 04. 14 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2013. 12. 13

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2012/033584 2012. 04. 13

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02012/142455 EN 2012. 10. 18

(73) 专利权人 明尼苏达大学评议会  
地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 E. S. 埃比尼 刘大龙 万娅芸  
A. J. 卡斯珀

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001  
代理人 马红梅 胡莉莉

US 2008/0221448 A1, 2008. 09. 11,  
CN 101179998 A, 2008. 05. 14,  
Ema, d S. Ebbini. 《Phase-Coupled  
Two-Dimensional Speckle》. 《IEEE TRANSACTIONS ON  
ULTRASONICS, FERROELECTRICS,  
AND FREQUENCY CONTROL》. 2006, 第 53 卷 (第 5  
期), 第 972-990 页.

G. E Trahey et al. 《Angle independent  
ultrasonic blood flow》. 《Ultrasonics》. 1988,  
第 26 卷第 271-276 页.

Aage Gronningsaeter, et al. 《Vessel  
Wall Detection and Blood Noise  
Reduction》. 《IEEE TRANSACTIONS ON  
ULTRASONICS, FERROELECTRICS,  
AND FREQUENCY CONTROL》. 1996, 第 43 卷 (第 3 期), 第 359-369  
页.

审查员 胡新芬

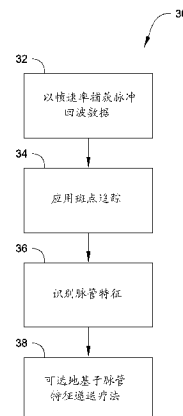
(51) Int. Cl.  
A61B 8/08(2006. 01)  
A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件  
US 7686764 B2, 2010. 03. 30,  
CN 101563626 A, 2009. 10. 21,

权利要求书4页 说明书34页 附图26页

(54) 发明名称  
使用超声成像的脉管表征

(57) 摘要  
超声方法和 / 或系统提供了对管壁运动和血  
流量二者的运动跟踪(例如, 与高帧速率超声脉冲  
回波数据的使用一起, 并且可以同时追踪壁运动  
和流量二者的斑点追踪)。



CN 103747742 B

1. 一种成像方法,包括:

提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据,其中所述脉冲回波数据包括处于下述帧速率的脉冲回波数据:该帧速率使得所测得的限定所述至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪;

使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的多维相关,其中所述多维相关包括基于互相关脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值;以及

基于所述应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征,其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个。

2. 一种成像方法,包括:

提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据;

使用至少一部分血管位于其中的区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁以及经过所述至少一部分血管的血流量二者的运动,其中提供脉冲回波数据包括以下述帧速率来提供超声脉冲回波数据:该帧速率使得能够在与心脏脉搏周期相对应的同一周期性循环内同时测量限定所述至少一部分血管的管壁的位移以及经过所述至少一部分血管的血流量;以及

基于同时测得的管壁位移和平均血流量来识别至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征。

3. 根据权利要求 2 的方法,其中所述方法还包括使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关,其中所述多维相关包括基于互相关采样脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项的方法,其中识别至少一个脉管特征包括识别一个或多个管壁边界。

5. 根据权利要求 4 的方法,其中所述斑点追踪还包括基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的特征,以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外。

6. 根据权利要求 4 的方法,其中识别一个或多个管壁边界包括识别整个血管周围的管壁边界。

7. 根据权利要求 4 的方法,其中识别至少一个脉管特征包括测量所述一个或多个管壁边界内的组织特性。

8. 根据权利要求 4 的方法,其中识别至少一个脉管特征包括识别邻近所述一个或多个管壁边界的斑块构造的一个或多个部分。

9. 根据权利要求 1 的方法,其中识别至少一个脉管特征包括基于同时对血流量和管壁的运动二者的运动追踪来计算一个或多个血流动力学测量结果。

10. 根据权利要求 1 的方法,其中使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关包括使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的二维相关。

11. 根据权利要求 1 的方法,其中确定互相关性峰值包括:

在横向和轴向方向上粗略地搜索采样脉冲回波数据的幅度以在互相关采样脉冲回波数据内定位互相关性峰值的附近区;

在所述互相关性峰值的附近区内,确定接近所述互相关性峰值的至少两个相对梯度矢量;

在所述互相关性峰值的附近区内,确定互相关采样脉冲回波数据的零相位线;以及

使用接近所述互相关性峰值的至少两个相对梯度矢量和所述零相位线来估计所述互相关性峰值。

12. 根据权利要求 1 的方法,其中该方法还包括基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来确定超声能量的使用。

13. 根据权利要求 12 的方法,其中该方法还包括提供至少一个被配置成发射和接收超声能量的换能器,其中所述至少一个换能器被用来获得脉冲回波数据和生成超声能量。

14. 根据权利要求 1 任一项的方法,其中使用二维斑点追踪来生成至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据包括生成轴向应变和轴向剪切应变图像数据以及/或者横向应变和横向剪切应变图像数据中的至少一个。

15. 根据权利要求 1 的方法,其中提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据包括使用编码激励。

16. 根据权利要求 1 的方法,其中该方法还包括将去混响滤波器应用于来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据,以便在执行来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量。

17. 一种用于脉管成像的系统,包括:

一个或多个超声换能器,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到从其产生脉冲回波数据的脉管区域;以及

处理装置,其被配置成:

控制以下述帧速率来捕获脉冲回波数据,该帧速率使得所测得的限定所述脉管区域中的至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪;

使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的多维相关,其中所述多维相关包括基于互相关脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值;以及

基于应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征,其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个。

18. 一种用于脉管成像的系统,包括:

一个或多个超声换能器,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到从其产生脉冲回波数据的脉管区域;以及

处理装置,其被配置成:

控制至少一部分血管位于其中的脉管区域的脉冲回波数据的捕获;

使用至少一部分血管位于其中的脉管区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁和经过所述至少一部分血管的血流量二者的运动,其中脉冲回波数据是以下述帧速率来捕获的:该帧速率使得能够在与心脏脉搏周期相对应的同一周期性循环内同时测量限定所述至少一部分血管的管壁的位移和经过所述至少一部分血管的血流量;以及

基于同时测得的管壁位移和平均血流量来识别所述至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征。

19. 根据权利要求 18 的系统,其中所述处理装置还可操作用于使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关,其中所述多维相关包括基于互相关采样脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值。

20. 根据权利要求 17 至 19 中任一项的系统,其中所述处理装置可操作用于识别至少一个脉管特征包括识别一个或多个管壁边界。

21. 根据权利要求 20 的系统,其中所述处理装置可操作用于:当使用斑点追踪时,基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的特征,以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外。

22. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中所述处理装置可操作用于识别整个血管周围的管壁边界。

23. 根据权利要求 22 的系统,其中所述处理装置可操作用于测量所述一个或多个管壁边界内的组织特性。

24. 根据权利要求 22 的系统,其中所述处理装置可操作用于识别邻近所述一个或多个管壁边界的斑块构造的一个或多个部分。

25. 根据权利要求 22 的系统,其中所述处理装置可操作用于基于同时对血流量和管壁的运动二者的运动追踪来计算一个或多个血流动力学测量结果。

26. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中所述处理装置可操作用于使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的二维相关。

27. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中所述处理装置可操作用于控制通过至少下述操作而对互相关性峰值的确定:

在横向和轴向方向上粗略地搜索采样脉冲回波数据的幅度以在互相关采样脉冲回波数据内定位互相关性峰值的附近区;

在所述互相关性峰值的附近区内,确定接近所述互相关性峰值的至少两个相对梯度矢量;

在所述互相关性峰值的附近区内,确定互相关采样脉冲回波数据的零相位线;以及使用接近所述互相关性峰值的至少两个相对梯度矢量和所述零相位线来估计所述互相关性峰值。

28. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中系统还包括用于基于至少一部分血管位于其中

的区域的至少一个脉管特征的识别来向患者递送疗法的疗法系统。

29. 根据权利要求 28 的系统,其中所述疗法系统包括可操作用于使用超声能量以基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来递送疗法的系统。

30. 根据权利要求 28 的系统,其中疗法装置包括至少一个被配置成发射和接收超声能量的换能器,其中所述至少一个换能器可操作用于提供超声能量以基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来递送疗法,并且所述至少一个换能器可操作以用于获得脉冲回波数据以便生成图像数据。

31. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中所述处理装置可操作用于使用二维斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中使用二维斑点追踪包括生成轴向应变和轴向剪切应变图像数据以及 / 或者横向应变和横向剪切应变图像数据中的至少一个。

32. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中所述处理装置可操作用于控制使用编码激励来提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据。

33. 根据权利要求 17 或 18 的系统,其中所述处理装置可操作用于将去混响滤波器应用于来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据,以便在执行来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量。

34. 一种用于脉管成像的系统,包括:

一个或多个超声换能器,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到从其产生脉冲回波数据的脉管区域;以及

用于控制以下述帧速率来捕获脉冲回波数据的装置,该帧速率使得所测得的限定所述脉管区域中的至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪;

用于使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据的装置,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的多维相关,其中所述多维相关包括基于互相关脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值;以及

用于基于应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征的装置,其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个。

35. 根据权利要求 34 的系统,其中所述系统还包括用于基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来向患者递送疗法的疗法装置。

36. 根据权利要求 35 的系统,其中所述疗法装置包括可操作用于使用超声能量以基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来递送疗法的系统。

37. 根据权利要求 35 或 36 的系统,其中所述疗法装置包括至少一个被配置成发射和接收超声能量的换能器,其中所述至少一个换能器可操作用于提供超声能量以基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来递送疗法,并且所述至少一个换能器可操作以用于获得脉冲回波数据以便生成图像数据。

## 使用超声成像的脉管表征

[0001] 关于联邦资助的研究或开发的声明

[0002] 本发明是在来自 NIH 的奖励编号 EB 6893 下的政府支持的情况下完成的。政府具有本发明中的某些权利。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 本申请要求保护 2011 年 4 月 14 日提交的名称为“Vascular Characterization Using Ultrasound Imaging”的序列号 61/475,550 的美国临时申请的权益,该美国临时申请以其整体通过引用合并于此。

### 背景技术

[0005] 这里的公开总体上涉及超声成像。更具体地,这里的公开涉及供在例如诊断和 / 或疗法应用(例如血管和 / 或接近其的区域的成像等)中使用的超声成像方法和系统。

[0006] 脉管成像正在获得越来越多的关注,不仅作为一种检测心血管疾病的方式,而且还用于评估对新的抗动脉粥样硬化疗法的反应(参见 Ainswoth 等人的“3D ultrasound measurement of change in carotid plaque volume - A tool for rapid evaluation of new therapies,” *Stroke*, vol. 36, no. 9, pp. 1904-1909, SEP 2005)。血管内超声(IVUS)已经被示出以提供一种响应于疗法测量动脉粥样硬化疾病的进展或消退的有效工具。然而,IVUS 是有创的,有潜在风险,并且比利用超声的无创成像更昂贵。

[0007] 超声扫描仪上的先进成像模式已经导致对成像重要量越来越感兴趣,像使用多普勒的管壁剪切速率(WSR, wall shear rate)(参见 Blake 等人的“A method to estimate wall shear rate with a clinical ultrasound scanner,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 34, no. 5, pp. 760-764, MAY 2008)和使用斑点追踪的组织 / 管壁运动(参见 Tsou 等人的“Role of ultrasonic shear rate estimation errors in assessing inflammatory response and vascular risk,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 34, no. 6, pp. 963-972, JUN 2008 ; Karimi 等人的“Estimation of Nonlinear Mechanical Properties of Vascular Tissues via Elastography,” *Cardiovascular Engineering*, vol. 8, no. 4, pp. 191-202, DEC 2008 ; 和 Weitzel 等人的“High-Resolution Ultrasound Elasticity Imaging to Evaluate Dialysis Fistula Stenosis,” *Seminars In Dialysis*, vol. 22, no. 1, pp. 84-89, JAN-FEB 2009)。

[0008] 近来,已经对与对大动脉血流动力学的评估进行建模的计算流体动力学(CFD)相结合对血流进行成像越来越感兴趣(参见 Steinman 等人的“Flow imaging and computing: Large artery hemodynamics,” *ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 33, no. 12, pp. 1704-1709, DEC 2005 ; Figueroa 等人的“A computational framework for fluid-solid-growth modeling in cardiovascular simulations,” *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 198, no. 45-46, pp. 3583 - 3602, 2009 ; 和 Taylor 等人的“Open problems in computational vascular biomechanics: Hemodynamics and arterial wall mechanics,” *Computer Methods in Applied Mechanics*

and Engineering, vol. 198, no. 45-46, pp. 3514 - 3523, 2009)。在该上下文中,已经将建模流-固界面定义为脉管力学中的挑战领域。

### 发明内容

[0009] 本公开的至少一个实施例涉及能够同时对管壁组织运动(例如血管周组织)和变形二者连同流体流量进行成像的超声成像。例如,在本公开的一个实施例中,结合同时为组织和流体二者中的矢量位移追踪提供足够帧速率的成像模式(例如 M2D 模式成像)利用斑点追踪(例如适合于利用最小插值进行轴向方向和横向方向上的子采样位移估计的 2D 相位耦合斑点追踪方法)来完成使用超声的成像脉管力学。例如,可以在装配有用于控制成像序列和对 RF 数据进行流线化以便在感兴趣的区域中(例如血管周围)执行 2D 斑点追踪的研究界面的临床扫描仪上实施 M2D 成像。将 2D 斑点追踪与足够高帧速率成像进行组合允许轴向方向和横向方向上的精细位移追踪。由这种处理得到的矢量位移场非常适合于利用最小滤波的应变和剪切应变计算以及使用相对较小的追踪窗口(即斑点区域)来最大化分辨率。可以对(例如组织/流体应用中的,诸如患者颈动脉中活体的)流体和组织运动应变场进行评估(例如为了识别出脉管特征或出于一个或多个其他目的,例如供在疗法中使用)。

[0010] 成像方法的一个示例性实施例可以包括:提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据(例如,其中脉冲回波数据包括处于下述帧速率的脉冲回波数据:该帧速率使得所测得的限定所述至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪);以及使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据。例如,斑点追踪可以包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的多维相关(例如,其中多维相关包括基于互相关脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值)。此外,该方法可以包括基于应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征(例如,其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个)。

[0011] 另一示例性成像方法可以包括:提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据;以及使用至少一部分血管位于其中的区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁以及经过所述至少一部分血管的血流量二者的运动。以下述帧速率来提供脉冲回波数据:该帧速率使得可在同一周期性循环(例如与心脏脉搏周期相对应)内同时测量限定所述至少一部分血管的管壁的位移以及经过所述至少一部分血管的血流量。此外,该方法可以包括基于同时测得的管壁位移和平均血流量来识别至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征。这样的成像方法还可以包括使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关(例如,所述多维相关可以包括基于互相关采样脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值)。

[0012] 在这里所述的方法的一个或多个实施例中,识别至少一个脉管特征可以包括识别一个或多个管壁边界;并且这些方法的斑点追踪还可以包括基于所识别的一个或多个管

壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的特征(例如位置、尺寸、形状等等)以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外。

[0013] 此外,在这里所述的方法的一个或多个实施例中,识别至少一个脉管特征可以包括识别整个血管周围的管壁边界(例如,沿着管轴取得的整个横截面视图中的壁边界);可以包括测量一个或多个管壁边界内的组织特性(例如硬度或顺应性);可以包括识别邻近所述一个或多个管壁边界的斑块(plaque)构造的一个或多个部分(例如,使得疗法可以聚焦于该结构的一部分;诸如其基部);以及/或者可以包括基于同时对血流量和管壁的运动二者的运动追踪来计算一个或多个血流动力学测量结果。

[0014] 更进一步地,在这里所述的方法的一个或多个实施例中,使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关可以包括使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的二维相关(例如以追踪壁位移或血流量),以及甚至三维相关。

[0015] 再进一步地,在这里所述的方法的一个或多个实施例中,该方法还可以包括基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来向患者递送疗法(例如,使用超声能量以基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来递送疗法)。例如,可以提供至少一个被配置成发射和接收超声能量的换能器,其中该至少一个换能器被用来获得脉冲回波数据(例如用于图像数据生成)和生成递送疗法的超声能量。

[0016] 在这里所述的方法的一个或多个实施例中,使用二维斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据可以包括生成轴向应变和轴向剪切应变图像数据以及/或者横向应变和横向剪切应变图像数据中的至少一个。此外,在这样的方法中,提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据可以包括使用编码激励。

[0017] 在这里所述的方法的一个或多个实施例中,该方法可以包括将去混响滤波器应用于来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据,以便在执行来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量。

[0018] 另一示例性成像方法可以包括:提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据;使用所述至少一部分血管位于其中的区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁和经过所述至少一部分血管的血流量中的至少一个的运动;基于所述一个或多个斑点区域的斑点追踪来识别一个或多个管壁边界;以及基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的至少一个特征,以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外(例如,可以基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的位置、尺寸或形状中的至少一个,以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外)。

[0019] 在另一示例性成像方法中,该方法可以包括:提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据;使用至少一部分血管位于其中的区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪至少经过所述至少一部分血管的血流量的运动;以及在执行来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量(例如,去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量可以包括使用时变反滤波器来减小因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的分量)。

[0020] 用于脉管成像的系统的一个示例性实施例可以包括：一个或多个超声换能器（例如，其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到脉管区域，从其产生脉冲回波数据）；和处理装置，其被配置成（可通过一个程序、例程或指令的执行来操作以引起一个或多个功能的执行）：控制以下述帧速率来捕获脉冲回波数据，该帧速率使得所测得的限定所述脉管区域中的至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布，以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪；使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据（例如，其中所述斑点追踪可以包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的多维相关；所述多维相关可以包括基于互相关脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值）；以及基于应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征（例如，其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个）。

[0021] 用于脉管成像的另一示例性系统可以包括：一个或多个超声换能器（例如，其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到脉管区域，从其产生脉冲回波数据）；和处理装置，其被配置成（可通过一个程序、例程或指令的执行来操作以引起一个或多个功能的执行）：控制至少一部分血管位于其中的脉管区域的脉冲回波数据的捕获；以及使用至少一部分血管位于其中的脉管区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁和经过所述至少一部分血管的血流量二者的运动。可以以下述帧速率来捕获脉冲回波数据：该帧速率使得可在与心脏脉搏周期相对应的同一周期性循环内同时测量限定所述至少一部分血管的管壁的位移和经过所述至少一部分血管的血流量。此外，该处理装置可以被配置成基于同时测得的管壁位移和平均血流量来识别所述至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征。在这种系统的一个实施例中，该处理装置还可以可操作于使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据（例如，其中所述斑点追踪可以包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关；并且另外其中所述多维相关可以包括基于互相关采样脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值）。

[0022] 在这里提供的示例性系统的一个或多个实施例中，该处理装置可以可操作于识别一个或多个管壁边界，并且更进一步地，该处理装置可以可操作于：当使用斑点追踪时，基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的特征（例如位置、尺寸、形状等等）以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外。

[0023] 此外，在示例性系统的一个或多个实施例中，该处理装置可以可操作于识别整个血管周围的管壁边界；该处理装置可以可操作于测量一个或多个管壁边界内的组织特性；该处理装置可以可操作于识别邻近所述一个或多个管壁边界的斑块构造的一个或多个部分；以及 / 或者该处理装置可以可操作于基于同时对血流和管壁的运动二者的运动追踪来计算一个或多个血流动力学测量结果。

[0024] 更进一步地，在这里提供的示例性系统的一个或多个实施例中，该处理装置可以可操作于使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的二维相关（例如以追踪斑点区

域),以及甚至三维相关。

[0025] 再进一步地,在这里提供的示例性系统的一个或多个实施例中,该系统还可以包括用于基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来向患者递送疗法(例如,可操作于使用超声能量以基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来递送疗法的设备)。例如,疗法装置可以包括至少一个被配置成发射和接收超声能量的换能器,其中该至少一个换能器可操作于基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来提供递送疗法的超声能量,并且所述至少一个换能器可操作以用于获得脉冲回波数据以生成图像数据。

[0026] 更进一步地,在这里提供的示例性系统的一个或多个实施例中,该处理装置可以可操作于使用二维斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据,其中使用二维斑点追踪包括生成轴向应变和轴向剪切应变图像数据以及/或者横向应变和横向剪切应变图像数据中的至少一个。此外,例如,该处理装置可以可操作于控制使用编码激励来提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据。

[0027] 更进一步地,在这里提供的示例性系统的一个或多个实施例中的另一个中,该处理装置可以可操作于将去混响滤波器应用于来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据,以便在执行来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量。

[0028] 用于脉管成像的另一示例性系统可以包括:一个或多个超声换能器(例如,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到脉管区域,从其产生脉冲回波数据);和处理装置,其被配置成:控制至少一部分血管位于其中的脉管区域的超声脉冲回波数据的捕获;使用所述至少一部分血管位于其中的脉管区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁和经过所述至少一部分血管的血流量中的至少一个的运动;基于所述一个或多个斑点区域的斑点追踪来识别一个或多个管壁边界;以及基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被追踪的一个或多个斑点区域中的至少一个的特征,以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外。例如,该处理装置可以可操作于基于所识别的一个或多个管壁边界来修改至少一个斑点区域的位置、尺寸或形状中的至少一个,以使得所述至少一个斑点区域完全在管壁之内或之外。

[0029] 在用于脉管成像的另一示例性系统中,该系统可以包括:一个或多个超声换能器(例如,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到脉管区域,从其产生脉冲回波数据);和处理装置,其被配置成:控制至少一部分血管位于其中的脉管区域的超声脉冲回波数据的捕获;使用至少一部分血管位于其中的区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪至少经过所述至少一部分血管的血流量的运动;以及在执行来自血液中的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时去除因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的回波分量(例如,使用时变反滤波器来减小因管壁处的反射而引起的脉冲回波数据中的分量)。

[0030] 更进一步地,用于脉管成像的另一示例性系统可以包括:一个或多个超声换能器(例如,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到脉管区域,从其产生脉冲回波数据);用于控制以下述帧速率来捕获脉冲回波数据的装置,该帧速率使得所测得的限定所述脉管区域中的至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平

均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪;用于使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据的装置(例如,其中所述斑点追踪可以包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的多维相关;并且进一步地,其中所述多维相关可以包括基于互相关脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值);以及用于基于应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征的装置(例如,其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个)。进一步地,例如,该系统可以包括用于基于至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征的识别来向患者递送疗法的疗法装置(例如超声疗法装置)。

[0031] 上面的概括不意图描述本公开的每个实施例或每个实施方式。通过参考结合附图作出的下面的详细描述和权利要求,更全面的理解将变得显而易见且被认识到。

### 附图说明

[0032] 图 1 是描绘具有可选疗法系统的示例性超声成像系统的框图。

[0033] 图 2 是描绘示例性超声成像方法的流程图。

[0034] 图 3 是图 1 中总体示出的成像系统的一个示例性实施例的框图。

[0035] 图 4 是成像系统(诸如图 3 中示出的成像系统)的一个示例性 GPU 实施方式的框图。

[0036] 图 5A-5D 提供了示出以各个帧速率捕获的图像数据的随时间变化的通道直径和平均流速的示例性曲线图。

[0037] 图 6A-6B 示出包括用于描述可用在图 1-2 中总体示出的成像方法和/或系统中的斑点追踪的一个示例性实施例的互相关性的某些参数的等值线的曲线图。

[0038] 图 7 提供了在描述图 1-2 中总体示出的一个或多个方法和/或系统(当它们与脉管诊断或脉管疗法有关时)中使用的血管的示例性图像。

[0039] 图 8A-8B 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的流通道壁的轴向应变和轴向剪切应变图像。

[0040] 图 9A-9B 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的流通道壁的横向应变和横向剪切应变图像。

[0041] 图 10 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的根据随时间追踪的通道壁位移计算的通道直径和从流通道内随时间追踪的流体位移获得的平均流速的曲线图。

[0042] 图 11 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的在不同时间实例处通道的总位移矢量波形的曲线图。

[0043] 图 12A-12B 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的颈动脉纵向管壁的轴向应变和轴向剪切应变图像。

[0044] 图 13A-13B 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的颈动脉纵向管壁的横向应变和横向剪切应变图像。

[0045] 图 14A-14B 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的颈动脉横截面管壁的轴向应变和轴向剪切应变图像。

[0046] 图 15A-15B 示出与这里至少部分地实施和描述的示例有关的颈动脉横截面管壁的横向应变和横向剪切应变图像。

[0047] 图 16A-16B 示出与去混响滤波示例有关的横向和轴向位移。

[0048] 图 17A-17B 示出与去混响滤波示例有关的空间-时间图。

[0049] 图 18A-18B 示出与去混响滤波示例有关的空间-时间图。

[0050] 图 19A-19D 示出与这里给出的示例的去混响滤波结果有关的曲线图。

### 具体实施方式

[0051] 在说明性实施例的以下详细描述中,参考形成其一部分的图示的附图,并且在所述附图中以说明的方式示出可以实施的具体实施例。要理解,在不偏离(例如仍落入)由此给出的公开的的范围的情况下可以利用其他实施例并且作出结构改变。

[0052] 将参考图 1-19 来描述示例性方法、装置和系统。本领域技术人员将会认识到,来自一个实施例的元件或过程(例如包括其步骤)可以结合其他实施例的元件或过程来使用,并且使用这里阐述的特征的组合的这些方法、装置和系统的可能实施例不限于图中示出和/或这里所述的具体实施例。进一步地,将会认识到,这里所述的实施例可以包括不必按照比例示出的许多元件。更进一步地,将会认识到,这里的过程的时序以及各种元件的尺寸和形状可以被修改但是仍落在本公开的范围之内,尽管某些时序、一个或多个形状和/或尺寸、或元件的类型可能比其他的更有利。

[0053] 图 1 示出示例性超声成像系统 10,其包括处理装置(框 12)以及一个或多个超声换能器(框 22),诸如提供脉冲的发射和回波的接收的换能器阵列。该处理装置(框 12)可以可操作地耦合到一个或多个换能器(框 22)以便使用该一个或多个换能器(框 22)来促进感兴趣的图像的成像(例如脉冲回波数据的捕获)。此外,该处理装置(框 12)包括数据存储器(框 14)。数据存储器(框 14)允许对可被采用以实施示例性成像方法(例如图 2 的框图中总体示出的方法)的处理程序或例程(框 16)以及一个或多个其他类型的数据(框 18)的访问。

[0054] 例如,处理程序或例程(框 16)可以包括用于执行计算数学、矩阵数学、压缩算法(例如数据压缩算法)、校准算法、图像构建算法、反演算法、信号处理算法、标准化算法、比较算法、向量数学、或实施如这里所述的一个或多个实施例所需的任何其他处理(例如提供成像、实施斑点追踪、生成应变图像等等)的程序或例程。这里参考图 3-19 来更具体地描述可在这里所述的系统和方法中使用的示例性数学公式/等式。

[0055] 数据(框 18)可以包括例如采样脉冲回波信息(例如使用该一个或多个换能器(框 22)而采样或收集)、表示测量结果的数据(例如脉管特征)、来自根据这里的公开而采用的一个或多个处理程序或例程的结果(例如感兴趣的对象(诸如血管或其周围的区域)的重构应变图像)、或实施这里所述的一个或多个过程或方法可能所必需的任何其他数据。

[0056] 在一个或多个实施例中,可以使用在可编程计算机上执行的一个或多个计算机程序来实施该系统 10,所述可编程计算机诸如是包括例如处理能力(例如计算机处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU))、数据存储器(例如易失性或非易失性存储器和/或存储元件)、输入设备和输出设备的计算机。这里所述的程序代码和/或逻辑可以被应用于输入数据以执行这里所述的功能且生成期望的输出信息(例如应变图像、脉管特征等等)。输出信息可以作为输入而被应用于如这里所述的一个或多个其他设备和/或过程(例如一个或多

个疗法装置(框 20),诸如药物治疗装置、超声疗法装置等等),或者以其他方式被如这里所述的一个或多个其他设备和 / 或过程使用。

[0057] 可以使用任何可编程语言(例如适合于与计算机系统通信的高级过程和 / 或面向对象的编程语言)来提供用于实施这里所述的过程的(一个或多个)程序或(一个或多个)例程。任何这样的程序可以例如被存储在任何适合的设备(例如存储介质)上,当该适合的设备被读取以用于执行这里所述的过程时,所述程序可被用于配置和操作计算机的通用或专用程序、计算机或处理器装置(例如(一个或多个)处理器)读取。换言之,至少在一个实施例中,可以使用配置有计算机程序的计算机可读存储介质来实施该系统 10,其中这样配置的存储介质使得计算机以特定和预定义的方式操作以执行这里所述的功能。

[0058] 同样地,该成像系统 10 可以被配置在远程站点(例如应用服务器)处,该远程站点允许一个或多个用户经由远程计算机装置(例如经由网页浏览器)访问,并且该远程站点允许用户采用根据本公开的功能(例如用户访问与一个或多个程序相关联的图形用户界面以处理数据)。

[0059] 该处理装置(框 12)可以是例如任何固定或移动计算机系统(例如,具有例如 CPU、GPU 等等的个人计算机或小型计算机)。计算装置的准确配置不进行限制,并且本质上可以使用能够提供合适的计算能力和控制能力(例如控制成像设置配置且获取数据(诸如脉冲回波数据))的任何设备。此外,预期结合处理装置(框 12)使用各种外围设备(诸如计算机显示器、鼠标、键盘、存储器、打印机、扫描仪等等),诸如用于成像结果的可视化(例如,应变图像的显示、诸如与高强度聚焦超声的使用一起对疗法递送的实时显示等等)。

[0060] 此外,在一个或多个实施例中,输出(例如图像、图像数据、图像数据文件、数字文件、具有用户可读格式的文件等等)可以被用户分析、被基于其提供输出的另一机器使用等等。

[0061] 如这里所述的那样,数字文件可以是包含这里所述的处理装置(框 14)可能可读和 / 或写的(例如以二进制、三进制编码的)数字比特的任何介质(例如易失性或非易失性存储器、CD-ROM、穿孔卡、磁性可记录带等等)。

[0062] 此外,如这里所述的那样,具有用户可读格式的文件可以是可呈现在任何介质(例如纸、显示器、声波等等)上的用户可读和 / 或可理解的任何数据表示(例如 ASCII 文本、二进制数、十六进制数、十进制数、音频、图形)。

[0063] 一般来说,如这里所述的方法和系统可以利用实施计算数学(例如矩阵求逆、替代、傅里叶变换技术等等)的算法来(例如根据脉冲回波数据)重构这里所述的图像。

[0064] 鉴于以上内容,将显而易见的是,如在根据本公开的一个或多个实施例中描述的功能可以以如本领域技术人员将已知的任何方式来实现。由此,用于实施这里所述的过程的计算机语言、计算机系统或任何其他软件 / 硬件应该不会对这里所述的系统、过程或程序(例如由这些系统、过程或程序提供的功能)的范围进行限制。

[0065] 将会认识到,可以结合这里所述的实施例使用图形用户界面。该用户界面可以提供允许用户向其输入的各种特征、输入的改变、文件的导入或导出、或者通常可适合于与这里所述的过程一起使用的任何其他特征。例如,用户界面可以允许使用缺省值或者可能需要输入某些值、界限、阈值或其他相关信息。

[0066] 本公开中描述的方法(包括归属于系统或各种构成组件的那些方法)可以至少部

分以硬件、软件、固件或其任何组合来实施。例如,可以在一个或多个处理器内实施该技术的各方面,该一个或多个处理器包括一个或多个微处理器、DSP、ASIC、FPGA、或任何其他等效集成或分立逻辑电路,以及这些组件、图像处理设备或其他设备的任何组合。术语“处理器”或“处理电路”通常可以指代独立地或结合其他逻辑电路或任何其他等效电路的任何前述逻辑电路。

[0067] 可以在同一设备或分离的设备内实施这样的硬件、软件和 / 或固件以便支持本公开中描述的各种操作和功能。此外,任何所述组件可以一起实施或者分离地实施为分立但能共同操作的逻辑设备。例如使用框图等等来描绘不同特征意图突出不同功能方面并且不一定暗示这些特征必须由分离的硬件或软件组件来实现。相反,功能可以由分离的硬件或软件组件来执行或者集成在共同或分离的硬件或软件组件中。

[0068] 当以软件来实施时,归属于本公开中所述的系统、设备和方法的功能可以被体现为计算机可读介质(诸如 RAM、ROM、NVRAM、EEPROM、FLASH 存储器、磁性数据存储介质、光学数据存储介质等等)上的指令。该指令可以由一个或多个处理器来执行以支持本公开中所述的功能的一个或多个方面。

[0069] 成像系统 10 还可以与可选疗法装置(框 20)一起使用或者可以形成可选疗法装置(框 20)的一部分。例如,疗法装置(框 20)可以使用超声成像的结果来提供一个或多个疗法。在一个或多个实施例中,该疗法装置(框 20)可以是无创或有创疗法装置,诸如药物递送装置或系统(将药物递送到特定位置)、外科装置或系统(例如将支架递送到特定位置)、消融装置或系统(例如高频或高强度聚焦超声疗法装置或系统)等等。

[0070] 在一个或多个实施例中,该疗法装置(框 20)可以是接收来自成像系统的输出(例如图像信息)且递送一个或多个疗法的单独的系统或装置。在其他实施例中,该疗法装置(框 20)可以与成像系统集成以执行一个或多个疗法(例如使用(一个或多个)双模式超声换能器的高强度聚焦超声系统;用于诊断(诸如成像)以及用于治疗(诸如消融))。例如,在一个或多个实施例中,该疗法装置(框 20)可以包括诸如 2008 年 12 月 31 日公开的名称为“Image Guided Plaque Ablation”且通过引用合并于此的 PCT 国际公开 No. W02009/002492 中描述的系统的一个或多个部分。例如,这里所述的超声成像可以被用来无创地减小脉管斑块。例如,这里所述的超声成像可以被用来识别无创地执行如 PCT 国际公开 No. W02009/002492 中所述的斑块的消融所需的流和脉管特征。

[0071] 例如,疗法系统可以是用于通过超声能量波无创地提升组织的温度的系统,其包括:至少一个超声递送设备,其被适配成将超声能量波递送到目标组织的焦点;温度监测设备,其用于监测焦点处目标组织的温度;以及控制器,其用于操纵和控制超声递送设备以在焦点处递送超声能量波从而将目标组织的温度提升到期望温度。

[0072] 进一步地,例如,疗法系统可以使用这里所述的一个或多个成像系统来产生哺乳动物身体的至少一部分的图像,例如以使得可以确定至少一个脉管斑块在所述图像中的位置并且查明所述脉管斑块的基部的位置。例如,超声递送设备可以查明斑块基部处的一个或多个目标位置。更进一步地,可以在用于使用超声疗法系统(例如,其可以是用于成像的同一超声系统(其超声换能器))通过能量波来提升目标位置处的温度的方法中使用这里提供的成像系统的一个或多个实施例。例如,该方法可以包括:将一束超声能量波从源递送到目标位置;监测目标位置的温度;以及如果已经到达目标位置处的期望温度,则停止该束

超声能量波的递送。

[0073] 进一步地,准备用于无创地提升管壁中组织的温度从而导致脉管斑块消退的计划的方法可以包括:对身体的至少一部分进行成像以产生图像(例如使用如这里所述的超声成像来对脉管区域进行成像);确定至少一个脉管斑块在所述图像中的位置;查明所述脉管斑块的基部的位置以及斑块基部处的一个或多个目标位置(例如使用超声所生成的图像);以及/或者确定用于将超声能量波从源递送到焦点以便将管壁中目标组织的温度提升到足以减小或破坏血管滋养管的期望温度的参数。

[0074] 进一步地,例如,这里所述的超声成像可以被用来识别执行斑块的有创治疗(例如支架递送、心脏外科手术等等)所需的流和脉管特征。

[0075] 更进一步地,在一个或多个实施例中,疗法装置(框 20)可以包括诸如在 2010 年 6 月 9 日提交的名称为“Dual Mode Ultrasound Transducer (DMUT) System for Monitoring and Control of Lesion Formation Dynamics”且通过引用合并于此的美国临时专利申请 No. 61/353,096 中描述的系统的一个或多个部分。例如,可以利用在其中描述的同或相似换能器阵列来执行这里所述的超声成像,所述换能器阵列可以被用于成像(例如以监视疗法过程)以及递送疗法(例如以递送高强度聚焦超声能量)二者。例如,可以使用超声换能器阵列来递送疗法,同时使用同一换能器阵列的成像模式可以被用来引导疗法波束,评估热和机械组织反应以估计疗法的剂量(例如疗法的初始剂量),在疗法期间监视组织反应并对其进行表征,以及评估在完成对疗法超声能量的每次暴露时被治疗组织的状态(例如在疗法递送时段之间实时监视)。

[0076] 例如,如这里所述的超声成像可以被用来识别一个或多个脉管特征。在图 7 中示出血管 50 的示例性图示以促进对使用这里所述的成像的使用的讨论。图 7 中示出的血管 50 包括管壁 52,其具有形成在管壁 52 内部上的斑块结构 54。结构 54 的斑块构造可以包括例如斑块基部 56、脂质核心 58 和纤维或钙化帽 60。血液 62 流过由管壁 52 限定的血管 50。

[0077] 这里所述的方法和/或系统的一个或多个实施例可以被用来识别一个或多个脉管特征,例如与经过血管 50 的流量相关联的流量特征,与血管 50 相关联的结构特征、以及/或者血流动力学特征。例如,流量特征可以包括流速、容积流量、壁剪切应力、壁剪切速率等等。

[0078] 例如,结构特征可以包括确定管壁的边界(例如外边界和内边界,诸如在坐标系中)、管壁的厚度、管壁内组织特性的测量结果(例如组织的硬度,诸如例如其与患病状态有关)、斑块与管壁的区别、斑块的各个组分的区别(例如,基部与脂质核心的区别、基部与纤维帽的区别、脂质核心与纤维帽的区别等等)等等。例如,在一个或多个实施例中,在将斑块构造的基部与纤维帽相区别时,可以提供治疗以使基部消融从而减小进一步的斑块构建或生长或者根据 PCT 国际公开 No. W02009/002492 提供治疗。

[0079] 更进一步地,例如,血流动力学特征可以包括所计算的血流动力学测量结果,诸如例如动脉压、心输出量、动脉顺应性、脉冲波速等等。至少在一个实施例中,可以基于与血流量的追踪和管壁运动或位移的追踪二者有关的参数来确定这样的血流动力学测量结果,由此,为了获得准确的血流动力学确定,必须同时确定与血流量的追踪和管壁运动或位移的追踪二者有关的参数或测量结果,或者在能够确定(例如有效地确定)这二者的周期性循环

内确定上述参数或测量结果。例如,血管的顺应性可以基于与血流量的追踪有关的容积流量和可通过追踪血管位移而确定的血管内的压力二者。

[0080] 例如,在高帧速率成像的情况下管直径的准确估计和腔(lumen)内横向流量的估计将允许无创地对脉冲波速(PWV)的有用测量。例如,可以在相位空间(容积流量  $Q_A$  相对于管面积  $A$ )中绘制例如图 5C-5D 中示出的时间波形。可以根据流量数据来计算容积流量,同时可以从管壁移动获得面积。该测量必须在心搏周期的无反射部分期间以形式  $PWV=dQ/dA$  的斜率测量的形式进行。在有充分采样的时间波形(例如使用 M2D 模式成像)的情况下,可以完成估计管壁运动和管内流量的任务。

[0081] 换言之,横向流速和壁运动二者可以被同时估计,由此提供压力(通过管直径)和流量(通过矢量速度)。如这里所述的那样,这样的测量可以提供可在管壁顺应性的评估中使用的血流动力学计算的基础,其中管壁顺应性是血管健康的重要指标。此外,如这里所述的那样,轴向和横向位移场表现良好,并允许组织和血液二者中的应变和剪切应变计算。这些速度/应变场连同解剖图像信息一起可以为计算流体动力学模型提供输入,该计算流体动力学模型可能允许适合于评估脉管系统和周围组织的健康的逆计算(例如动脉粥样硬化的检测和分期)。

[0082] 在一个或多个实施例中,超声使能的定量成像系统可以被用来评估动脉粥样硬化血管中的疾病状态。例如,该成像可以被用来直接估计管壁附近的应变场。这样的方法可能减轻可导致相关性损失且可能使基于相关性的斑点追踪方法在管壁附近无用的局部变形的不利影响。这样的变形(根据严重性)可能导致速度(以及由此,应变)估计中的错误估计或者可能甚至导致准确性损失。

[0083] 针对还原真实速度/应变估计的问题的一种三方面方法可以包括:1)用于使用壁附近 2D RF 数据的变形模型来直接估计速度/应变分量的两步算法;2)将正演计算流体动力学(CFD)模型用作正则化滤波器的重构方法;以及3)将基于超声的速度/应变场用作观察的组织机械特性的定量逆重构。如这里所述的那样,可以实施在轴向方向和横向方向二者上以子采样精度对组织运动和流的同时成像。例如,这样的成像可以包括使用相位耦合的 2D 斑点追踪方法,其采用真实 2D 复互相关来找到轴向方向和横向方向二者上的子像素位移。此外,可以在 Sonix RP 扫描仪上使用经过修改的成像序列以在覆盖感兴趣区域的有限视场中允许高帧速率 2D 数据收集(M2D-模式)。连同鲁棒的 2D 斑点追踪方法一起,M2D 成像允许捕获流和壁/组织运动的完全动力学,即使当流主要处于横向方向(相对于成像束)上时。轴向方向和横向方向二者上的精细矢量位移估计被示出以允许利用最小滤波的平滑且相接的应变和剪切应变计算。以高空间和时间采样对矢量流场和壁/组织运动以及对应变的同时成像可以提供一种对血液和血管之间的流-固相互作用进行建模的工具。血管反应的这种基于图像的建模可以允许疾病状态的预测和疾病状态的可能演变。

[0084] 此外,观察模型与管壁附近的组织特性的逆重构之间的结合可以允许斑块成分的定量评估(例如脂含量或钙化)。这可以提供用于基于破裂或其他风险因素的概率选择治疗选项的可靠无创模型。

[0085] 换言之,可以结合对大动脉血流动力学的评估进行建模的计算流体动力学(CFD)来使用这里所述的成像。已经示出 CFD 产生具有复杂几何结构的大动脉中的时变 3D 流场的有用预测。在该上下文中,已经将建模流-固界面定义为脉管力学中的挑战领域。如这里

所述的能够捕获血管周(以及壁)组织运动和变形二者连同流体流量的成像方法可以被用来解决该问题。MRI 和其他成像模态中的进步已导致越来越关注基于图像的患者专用 CFD 建模以便监视疾病进展。MRI 具有极好的软组织对比度,这可以允许准确地捕获组织(固体)模型。尽管这可以是优于诊断超声的优点,其中诊断超声不提供组织边界的相同级别的限定和各组织类型之间的辨别,然而,可以通过 3D 图像获取(徒手和机动化二者)中的最近改进来减轻该限制。因此,诊断超声扫描仪可以为基于图像的 CFD 建模提供有吸引力的替换方案。基于 3D 超声和使用 M2D 模式的改进的 2D 速度 / 应变成像,可以实施用于提供管壁附近的定量组织特性图像以对疾病状态进行表征的过程。这里所述的成像方法解决了用于速度 / 应变估计的现有的基于相关性的方法的限制以便恢复壁附近的损失的或充满伪影的估计。此外,可以实现将我们的速度 / 应变估计作为观察模型集成到动态正演 / 反演的基于 CFD 的模型中以重构符合纳维—斯托克斯(Navier-Stokes)方程的场 / 组织特性值。例如,可以如下开发:用于使用 M2D 模式数据进行管壁处的直接应变估计的两步算法;用于利用从 3D 超声获得的正演 CFD 模型重构位移 / 应变图的正则化方法(例如正演模型可以提供重构滤波器来对使用斑点追踪算法获得的速度 / 应变估计进行正则化);以及 / 或者用于基于使用 M2D 模式数据获得的应变图重构管壁附近的机械特性的反演方法。

[0086] 该一个或多个超声换能器(框 22)可以是能够递送超声脉冲且对预期在超声成像系统中使用以及结合系统 10 的处理装置(框 12)使用的超声回波能量进行采样 / 收集的任何装置(例如发射组件、接收组件等等)。如这里所使用的那样,这样的换能器可以包括发射部分(例如用于递送脉冲能量)以及接收部分(例如用于对回波或反射能量进行采样 / 收集),它们可以是同一部分或可以不是同一部分。在目标(例如血管,诸如颈动脉、冠状动脉等等)的超声成像期间,该一个或多个换能器(框 22)可以相对于该目标而定位,以便能够将能量递送到目标,从而产生反射能量(也被称为结果得到的脉冲回波或回波能量)并且还回波能量进行采样。

[0087] 该一个或多个换能器(框 22)可以包括彼此分离的多个换能器位置或者可以是换能器阵列。在一个或多个实施例中,各个阵列可以具有优于其他的一个或多个益处。例如,在一个或多个实施例中,换能器阵列可以是具有多个子孔以便从多个角度对血管进行声穿透的分段的凹面换能器。这将允许从更多方向更好地限定血管边界。可以在线性阵列或相控阵模式中将至少一个子孔用于血管的应变成像和初始 B 模式。换能器的驱动器可以被设计成利用独立码来驱动多个子孔。每个子孔可以是一维或二维阵列。编码激励可以帮助改进数据速率(例如提供更高帧速率)和回波质量(例如通过降低腔内的混响)二者。接收器可以是具有用于编码激励的波束赋形和 / 或脉冲压缩的多通道接收器。

[0088] 例如,在 Ebbini 等人的“Dual-Mode Ultrasound Phased Arrays for Image-Guided Surgery,”*Ultrasound Imaging*, vol. 28, pp. 65-82 (2006);Ballard 等人的“Adaptive Transthoracic Refocusing of Dual-Mode Ultrasound Arrays,”*IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 1, pp. 93-102 (2010 年 1 月);和 Wan 等人的“Imaging with Concave Large-Aperture Therapeutic Ultrasound Arrays Using Conventional Synthetic-Aperture Beamforming,”*IEEE Transactions on Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 55, no. 8, pp. 1705-1718 (2008 年 8 月)中描述了各种阵列及其操作,通过引用将它们全部合并于此。

[0089] 图 2 中描绘了用于脉管成像的示例性超声成像方法 30 的流程图。将会认识到,可以使用一个或多个程序或例程以及 / 或者成像系统(例如图 1 的成像系统 10)和 / 或疗法系统(例如图 1 的疗法系统 20)的任何其他组件来实施这里所述的一个或多个功能框。

[0090] 一般来说,方法 30 提供了以采样帧速率捕获脉冲回波数据(框 32)。在一个实施例中,提供至少一部分血管位于其中的区域的超声脉冲回波数据。例如,该脉冲回波数据可以是以下述帧速率采样的脉冲回波数据:该帧速率使得所测得的限定所述至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪。此外,该方法包括对脉冲回波数据应用斑点追踪(框 34)以允许例如生成应变和剪切应变图像数据。

[0091] 如这里关于图 1 中示出的系统所阐述的那样,可以基于对流量和管壁中的运动的追踪来识别一个或多个脉管特征,例如与经过血管 50 的流量相关联的流量特征、与血管 50 相关联的结构特征、以及 / 或者血流动力学特征(框 36)。在一个实施例中,因为同时捕获流量和管壁二者中的位移场(例如在周期性循环(诸如心动周期)期间),可以确定依赖于从这两种类型的位移(例如诸如血流动力学)得到的或与这两种类型的位移有关的测量结果的一个或多个脉管特征。

[0092] 更进一步地,如图 2 中所示,可选地,方法 30 可以包括基于一个或多个脉管特征来递送疗法(框 38)。例如,如关于图 1 的系统所述的那样,疗法的递送可以采用一种或多种不同的形式(例如,药物、消融、外科或者任何其他有创或无创治疗)。

[0093] 在一个或多个实施例中,该方法可以包括 M2D 模式成像,其被设计成最大化处于足够高帧速率的成像区域的横向范围,以捕获管壁和血管内流量的完全动力学。M2D 模式产生来自给定探头的视场(FoV)的所选区域的 2D 波束赋形 RF 回波数据。该区域可以是相接的或者由多于一个脱节子分段组成。举例来说,在 SonixRP 扫描仪(Ultrasonix, BC, Canada)上,FoV 内的任意 A 线集合可以被用来形成 M2D 模式图像,其帧模式大概比 B 模式成像高  $M_B/M_{M2D}$ ,其中  $M_B$ 和  $M_{M2D}$ 分别指示用于形成 B 模式图像和 M2D 模式图像的 A 线的数目。

[0094] 如图 4 中所示,可以通过创建能够采用用于实时实现的各种各样的计算资源的强大流水线执行 / 流程程序架构来实现 M2D 模式成像。此外,程序架构可能允许用户调用计算机上(或者通常互联网上)可用的额外计算资源以实现其他计算任务。来自这些计算的结果可以与程序无缝集成。例如,可以实时地经过吉比特(Gigabit)接口来传输波束赋形 RF 回波数据,以允许使用 GPU(或 FPGA)、使用 1D 斑点追踪的实时 2D 轴向应变计算。然而,波束赋形 RF 数据可用于使用例如预安装的 MATLAB 引擎的额外处理。可以以最小等待时间(例如在完成 MATLAB 计算之后)将 MATLAB 结果无缝地导入回到 M2D 模式成像程序。该能力可以允许我们执行实时 2D 斑点追踪以实现管壁附近的应变和剪切应变,例如对小 RoI 执行重载的基于 MATLAB 的计算以允许它们的实时结合。在至少一个实施例中,可以实时地实施真实 2D 斑点追踪方法,如当前对于 1D 斑点追踪的情况那样。这样,可以实施流水线程序执行架构以便支持允许我们收获用于准实时地分析管壁的强大计算工具的益处的 M2D 成像。

[0095] 高帧速率 M2D 模式保留相关性以产生表现良好的 2D 位移 / 速度分布从而允许鲁棒应变计算。高质量 2D (+ 时间)应变和剪切应变场在轴向视图中产生血管两侧上的管壁边界的视图。此外,它们还可以在横截面视图中在横向方向上产生壁的更好限定。这可以允许测量壁增厚,动脉粥样硬化的早期征兆。

[0096] 更进一步地,高质量 2D (+ 时间;即随时间变化)应变和剪切应变将允许管壁内的组织特性测量(例如硬度)。这样的组织特性测量将允许疾病状态以及在给定高分辨率的情况下的斑块构造(例如基部、脂质核心以及纤维或钙化帽)的表征。可以基于这种信息来递送疗法或治疗,或者可以在递送这种疗法(例如以斑块基部为目标而不会损伤帽或甚至脂质核心的高强度聚焦超声治疗、组织对疗法的反应的连续确定(诸如在高强度聚焦超声的剂量之间)等等)期间使用这种信息。

[0097] 可以使用任何成像系统(例如图 1 的成像系统 10)来提供脉冲回波数据,尽管一个或多个成像系统可能优于其他成像系统。在一个或多个实施例中,可以由诸如图 3 和图 4 中示出的成像系统 100 来执行数据获取。例如,如图 3 中所示,该成像系统 100 可以被用来获取数据以及对这样获取的数据执行实时处理。该成像系统 100 可以包括加载有用于高帧速率脉冲回波数据收集的程序的超声扫描仪 102(例如 Sonix RP(Ultrasonix, Canada))。该超声扫描仪可以包括诸如啁啾生成、波形生成、数据收集和数据传输能力之类的特征。

[0098] 如示例性实施例中所示,可以通过例如吉比特以太网将所收集的数据流线化到控制器 PC 104 以进行实时数据处理。该数据处理计算机 104 可以通过利用多核图形处理单元 106(例如 GPU;nVIDIA, Santa Clara, CA)来应对高分辨率(空间和时间二者)斑点追踪和可分离的 2D 后置滤波所需的密集计算。超声扫描仪 102 可以操作在 B 模式中以进行图像引导(例如产生 B 模式图像)并且可以操作在 M2D 模式中以进行高帧速率数据收集。M2D 模式通过根据如用户所定义的那样将扫描线的数目限制到感兴趣区域(ROI)来实现高帧速率成像。M2D 数据可以用于斑点追踪。例如,在一个实施例中,可以执行利用在 1000fps 处每帧 10 个 A 线的 M2D 模式获取。例如,通过将扫描线的数目限制到 10 且将成像范围限制到 40mm,可以将线性阵列探头(例如 LA14-5/38)用于 M2D 模式中的 1000fps 帧速率处的数据收集。在一个或多个具有编码激励的实施例中,M2D 模式可以以每秒从 2000 到 5000 帧或更高的帧速率来收集数据。

[0099] 在图 3 中示出的实施例中,高强度聚焦超声(HIFU)也是可能的(例如用于生成针对治疗或亚治疗机械和/或热效应的超声)。由此,Virtex2Pro(Xilinx, CA)现场可编程门阵列(FPGA)板 108 专用于 HIFU 源和同步帧触发生成。该实施通过在脉冲回波成像活动时短暂地使 HIFU 发生器静寂来允许无干扰的数据收集。

[0100] 用于这里的成像的斑点追踪依赖于递增的逐帧时移的准确估计,所述逐帧时移通常比 RF 回波采样周期小得多。在一个实施例中,实施脉冲回波数据的两个后续帧的 2D 复相关。实时数据处理引擎 110 基于具有大量核的 GPU 106(例如具有 240 个处理核且被设计成充分利用其高度并行架构的 GTX285 GPU)。利用集成性能基元(Intel)和 Matlab 工具 112、114 来补充实时处理的实施。此外,提供了研究接口系统 120 以用于操作者控制。

[0101] 图 4 示出用于成像系统(诸如图 3 中示出的成像系统)的基于 GPU 的实施方式 130 的示例性框图。在一个实施例中,针对每个处理阶段,以数据独立方式来为算法执行细粒度的划分,以使得所有 240 个处理器高效地工作于各个数据块。

[0102] 例如,图 4 示出用于应变成像的波束赋形超声数据的实时信号处理链的一个示例性实施例(例如针对 1D 而示出,但是其可以被推广到 2D 或 3D)。在轴向方向上执行实时斑点追踪,但是作为第一步可以实时地执行轴向应变和轴向剪切应变以识别血管边界(例如这已经在各种直径(老鼠中 ~1mm 以及猪中 ~4mm)的血管上活体测试)。可以在所识别的血

管周围的感兴趣区域 (RoI) 中执行 2D 应变计算。可以在该步骤之后实时地计算轴向和横向应变以及对应的剪切应变。此外,可以提供紧邻管壁的应变和剪切应变的直接估计。对于应变计算的 1D 和 2D 版本二者,时间方向上的附加计算将进一步限定血管边界和壁的内部边界。例如,在对动脉粥样硬化进行成像的上下文中,这可能得到斑块的内部组分。

[0103] 如图 4 中所示,在 CPU 侧,数据可以来自网络堆栈(例如实验模式,其中,从 SonixRP 扫描仪对数据进行流线化)或数据文件(例如检查模式)。可以利用所设计的 UI 系统(基于 OpenGL)来对经过处理的结果进行可视化,或者将经过处理的结果暴露给其他商业软件以进一步分析(例如 Matlab)。还可以在用于实时温度控制的反馈控制中使用该结果。

[0104] 在 GPU 侧,图 4 示出在如下文献中描述的算法的基于 GPU 的实施方式:(参见例如 Simon 等人的“Two-Dimensional Temperature Estimation Using Diagnostic Ultrasound,”*IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 45, no. 4, pp. 1088-1099, JULY 1998)。图 4 中示出的各个框具有至少如下功能:希尔伯特(Hilbert)变换:使用 FIR 希尔伯特变换器来计算 RF 回波的分析信号;互相关/相位投影/累积:实施斑点追踪的 1D 版本;2D 可分离滤波器:允许温度估计(例如热应变计算);双线性插值:为数据可视化提供硬件加速的插值;以及本地存储:提供 GPU 域中的数据管理。

[0105] 换言之,在一个或多个实施例中,这里提供了一种用于脉管成像的系统,其包括一个或多个超声换能器(例如,其中该一个或多个换能器被配置成将超声能量递送到脉管区域,从其产生脉冲回波数据);和处理装置(例如包括一个或多个程序,系统的一个或多个处理器可执行所述程序以便实施如这里所述的以及该系统的一个或多个功能,诸如控制数据帧获取、斑点追踪、可视化、图像生成、特征识别等等)。

[0106] 换言之,该处理装置(例如 GPU、CPU 等)可以被配置(例如在一个或多个程序的控制下操作)成例如:控制以下述帧速率来捕获脉冲回波数据,该帧速率使得所测得的限定脉管区域中的至少一部分血管的管壁的位移和所测得的经过所述至少一部分血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,以便允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪;使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据;以及基于应变和剪切应变图像数据来识别至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征(例如,其中所述至少一个脉管特征包括与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、以及与血管相关联的血流动力学特征中的至少一个)。

[0107] 此外,例如,处理装置可以被配置成:使用至少一部分血管位于其中的脉管区域的一个或多个斑点区域的斑点追踪来追踪限定所述至少一部分血管的管壁和经过所述至少一部分血管的血流量二者的运动(例如,其中以下述帧速率来捕获脉冲回波数据,该帧速率使得可在与心脏脉搏周期相对应的相同周期性循环内同时测量限定所述至少一部分血管的管壁的位移和经过所述至少一部分血管的血流量);以及/或者基于同时测得的管壁位移和平均血流量来识别所述至少一部分血管位于其中的脉管区域的至少一个脉管特征。此外,例如,该处理装置进一步可操作用于(例如通过执行一个或多个程序)使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据(例如,其中所述斑点追踪包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的多维相关,其中所述多维相关包括基于互相关采样脉冲回波数据

的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值)。

[0108] 如图 5A-5D 中所示,在一个或多个实施例中,获取脉冲回波数据的帧速率应该至少大于 100fps、以及甚至大于 200fps。在至少一个实施例中,该帧速率大于 300fps。该帧速率应该足够高以用于同时在组织和血液二者中的可靠运动追踪(例如以使得涉及其的测量结果与同一时间帧或周期性循环有关)。例如,在一个实施例中,M2D 模式允许在将相关性保持在高级别的同时提供高帧速率,以便产生平滑且相接的位移/速度场(例如组织的位移、血流的运动),从而允许鲁棒的应变和剪切应变确定。

[0109] 用于获取脉冲回波数据的帧速率应该足以提供表现良好的、流和组织二者中的位移场。在一个实施例中,可以通过随时间对与组织位移(例如管壁位移或运动)的追踪有关的通道直径以及与经过血管的流量的追踪(例如经过血管的流量的追踪)有关的平均流速的测量来识别这种表现良好的位移。由此,图 5A-5D 示出对于多个帧速率的、血管中流量的追踪(例如由以实线示出的平均流速的变化来表示)以及血管组织位移的追踪(例如由以虚线示出的通道直径随时间的变化来表示)二者的曲线图。图 5A 示出对于 40fps 帧速率的确定;图 5B 示出对于 81fps 帧速率的确定;图 5C 示出对于 162fps 帧速率的确定;以及图 5D 示出对于 325fps 帧速率的确定。

[0110] 从图 5A 和 5B 清楚地看到,这些低帧速率(例如小于 100fps)未产生表现良好的所测得的限定血管的管壁的位移以及所测得的经过血管的平均血流量。换言之,可能未准确地同时测量流量以及组织位移(例如管壁位移)的测量结果。例如,如图 5A 和 5B 中清楚地示出的那样,遍及由通道直径信息表示的管壁位移的周期性循环(例如管壁位移的从峰值到峰值),血流量被示为相当随机。换言之,这种血流量数据充满伪影,从而在该循环期间使准确的流量确定变得困难。甚至管壁位移信息看起来也包括一些伪影。

[0111] 然而,从图 5C 和 5D 可辨别出,在较高的帧速率(例如大于 100fps)处,所测得的限定血管的管壁的位移以及所测得的经过血管的平均血流量表现良好,以使得可以准确地同步(例如对应于同一时间)测量流量和组织位移(例如管壁位移)的测量结果。例如,如图 5C 和 5D 中清楚地示出的那样,遍及由通道直径信息表示的管壁位移的周期性循环(例如管壁位移的从峰值到峰值),血流量被示为不随机得多。换言之,所测得的限定血管的管壁的位移和所测得的经过血管的平均血流量随时间具有准周期性分布,这允许同时对管壁和血流量二者进行运动追踪。要注意,通道直径和平均流速二者的强峰值在同一周期性循环(例如对应于心动周期)内。

[0112] 如这里所使用的那样,术语“准周期性分布”意在反映下述分布:该分布在周期性循环中以正则化模式的形式基本上一致,即使将在逐帧的基础上存在一些变化(例如与心动周期相对应的周期性循环)。例如,针对流速的这种准周期性分布可以包括:在每个循环期间指示最大流量的强峰值,随后是指示在该循环的剩余部分期间极少或没有流量的流量测量结果。此外,例如,针对通道直径的这种准周期性分布可以包括:在每个循环期间指示管壁的最大位移的强峰值,随后是指示在该循环的剩余部分期间血管松弛到正常状态的测量结果。产生准周期性分布的这种帧速率允许同时或者换言之彼此同步(例如彼此同相)追踪流量和血管位移。

[0113] 帧速率可以根据各种因素而变化。例如,帧速率可以基于血管结构(例如颈动脉相对于外围静脉)、经过血管的周期性流量的定时(例如脉冲循环长度)、血管结构的运动(例

如血管松弛到正常的时间);目标血管的深度(例如可以以较低的帧速率来对较深的血管进行成像)、编码激励的使用(例如编码激励可能允许增大的帧速率)、以及成像聚焦的焦距比数( $f$ -number)(例如较高的焦距比数可能导致降低的横向分辨率)等等。

[0114] 更进一步地,在一个或多个实施例中,当使用编码激励超声时,可以实现较高的帧速率。例如在文献中描述了这样的编码激励超声并且这里将不再对其详细讨论。例如在以下文献中提供了可与这里所述的成像方法和/或系统结合使用的编码激励超声的一个或多个说明性示例:Shen 等人的“A New Coded-Excitation Ultrasound Imaging System—Part I: Basic Principles,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 43, no. 1, pp. 131-140, Jan. 1996;Shen 等人的“A New Coded-Excitation Ultrasound Imaging System—Part II: Operator Design,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 43, no. 1, pp. 141-148, Jan. 1996;以及 Shen 等人的“Filter-Based Coded-Excitation System for High-Speed Ultrasound Imaging,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, no. 6, pp. 923-934, Dec. 1998,通过引用将它们全部合并于此。

[0115] 在一个或多个实施例中,帧速率可以大于 100fps,大于 200fps,大于 300fps,大于 500fps,大于 1000fps,并且甚至大于 5000fps。在其他实施例中,帧速率可以小于 5000fps,小于 4000fps,小于 3000fps,小于 2000fps,小于 1000fps,小于 600fps,小于 500fps,小于 400fps,小于 300fps,或小于 200fps。在至少一个实施例中,帧速率在 100fps 到 5000fps 的范围内。

[0116] 如图 2 中的成像方法 30 中所示,将斑点追踪应用于脉冲回波数据(框 34)。例如,可以使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据。在一个或多个实施例中,斑点追踪可以包括使用所述至少一部分血管位于其中的区域中的经受变形的一个或多个斑点区域(例如窗口)的采样脉冲回波数据的多维相关。该多维相关可以包括基于互相关采样脉冲回波数据的相位和幅度梯度来确定采样脉冲回波数据的互相关性峰值。

[0117] 应变和剪切应变图像数据的这种生成允许识别至少一部分血管位于其中的区域的至少一个脉管特征(框 36)(例如,与经过血管的流量相关联的流量特征、与血管相关联的结构特征、与血管相关联的血流动力学特征等等)。可以使用和/或可视化一种或多种类型的应变和剪切应变图像数据以便识别这些脉管特征。

[0118] 应变计算包括对使用(2D 或 3D 中的)斑点追踪获得的 2D(或 3D)位移场执行限带的梯度计算。全图像尺寸上(即对于 RF 回波数据的每个像素)的实时斑点追踪可能可实现在轴向方向上。可以在血管周围的感兴趣区域中实时地实现 2D 或 3D 斑点追踪。可以在 B 模式或者其他超声成像格式上覆盖应变和剪切应变。例如,关于这种计算的信息还见于通过引用合并于此的 Liu 等人的“Real-Time 2-D Temperature Imaging Using Ultrasound,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 1, pp. 12-16 (2010 年 1 月)中。

[0119] 例如,使用斑点追踪来生成所述至少一部分血管位于其中的区域的应变和剪切应变图像数据可以包括生成轴向应变和/或轴向剪切应变图像数据(例如轴向涉及经过所成

像的血管的轴)中的至少一个。此外,应变和剪切应变图像数据的这种生成可以包括生成横向应变和 / 或横向剪切应变图像数据。可以例如在纵视图(例如沿着血管)或横截面视图(例如与血管的轴正交)中对这种数据进行可视化,如这里进一步提供的那样。

[0120] 例如,可以使用和 / 或可视化一种或多种类型的应变和剪切应变图像数据以识别一个或多个管壁边界,包括整个血管周围的管壁边界(例如,可以以横截面来对这些边界进行可视化和 / 或在整个血管周围测量这些边界)。可以从其识别、测量或计算一个或多个其他脉管特征,诸如一个或多个管壁边界内的组织特性、邻近该一个或多个管壁边界的斑块构造的一个或多个部分、和 / 或基于同时对管壁和血流量的运动追踪的一个或多个血流动力学测量结果。

[0121] 对于将血管以及经过其的流量的一个或多个部分进行成像来说,某些类型的应变和剪切应变图像数据可能比其他图像数据更有益。例如,在识别(例如血管的相对侧上的)第一组相对壁边界时,轴向应变图像数据可能是有益的,而在识别(例如血管的相对侧上的)第二组相对壁边界时,轴向剪切应变图像数据可能是有益的,以使得可以识别整个血管的边界(例如在横截面中可辨别)。此外,对于横向应变和横向剪切应变,通常同样是这种情况。此外,例如,在提供壁剪切应变数据(例如用于识别可能的斑块形成)时,横向剪切应变可能是有益的。

[0122] 此外,例如,剪切应变图像进一步限定管壁,不仅是近端和远端壁,而且还有侧壁,在传统超声中侧壁难以看到。(2D/3D+ 时间)计算还可以被用来改善作为心搏周期期间的时间的函数的壁边界的检测。

[0123] 对脉冲回波数据应用的斑点追踪(框 34)可以包括使用一个或多个斑点区域(即被追踪的窗口)的采样脉冲回波数据的任何多维相关。例如,可以使用一个或多个斑点区域的采样脉冲回波数据的二维相关,以及其他多维相关技术。

[0124] 在一个实施例中,例如,如在通过引用合并于此的 E. S. Ebbini 的“Phase-coupled two-dimensional speckle tracking algorithm,” *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 53, no. 5, pp. 972-990, May 2006 (在下文中被称为“Ebbini 2006”)中所述的那样执行斑点追踪。例如,一般来说,这种斑点追踪包括:在横向和轴向方向上粗略搜索采样脉冲回波数据的幅度以在互相关的采样脉冲回波数据内定位互相关性峰值的附近区;在该互相关性峰值的附近区内确定接近该互相关性峰值的至少两个相对的梯度矢量;在该互相关性峰值的附近区内确定互相关采样脉冲回波数据的零相位线;以及使用接近该互相关性峰值的该至少两个相对的梯度矢量以及零相位线来估计互相关性峰值。

[0125] 更具体地,如在 Ebbini (2006)中描述的那样,提供了一种用于基于搜索区域中二维(2D)复相关性的幅度和相位的梯度进行位移估计的 2D 斑点追踪方法。该方法将相关性峰值附近的相位和幅度梯度相联系以便在轴向方向和横向方向二者上以子采样精度确定其坐标。这利用根据在采样的(横向插值的) 2D 互相关性网络上幅度和相位梯度矢量之间的角度确定的最低级别横向插值来实现。该算法后的一个结果是幅度梯度矢量对真实峰值的最终逼近与零相位等值线正交。这导致零相位等值线上的 2D 鲁棒投影,其导致插值级别处的子采样精度完全低于所需的精度。此外,该方法包括鲁棒的快速搜索算法,其允许在不需要穷举搜索的情况下对真实峰值进行定位。

[0126] 换言之,斑点追踪使用 2D 复互相关的相位来根据斑点数据进行鲁棒且高效的位移估计。该斑点追踪方法找到 2D 复互相关性的真实峰值作为约束的优化问题。该优化问题的目的是:找到经受零相位约束的 2D 复互相关性的真实峰值处的轴向和横向滞后的坐标。该公式的基础在数学上是根据真实相关性峰值附近的 2D 互谱的逆傅里叶变换示出的。该几何方法以子采样精度找到轴向和横向位移估计。该方法基于下述事实:2D 互相关性的幅度的梯度矢量沿零相位等值线的正交线逼近真实峰值。在已知零相位等值线也经过真实峰值的情况下,倘若幅度梯度矢量源自足够靠近峰值的网格点,则可能通过在该等值线上找到这些矢量正交的点来简单地定位该峰值。该算法的一个特征是以允许进行有效投影的最低级别来使用复互相关的插值。因此,就根据基础 2D 互相关函数的特性而不是根据期望横向分辨率来确定子采样精度所需的插值的级别来说,该算法在计算上是高效的。

[0127] 下面是基于相关性的 2D 斑点追踪的数学基础并将其与 2D 互谱方法相关。此后,然后提供了相位耦合的 2D 斑点追踪算法的两种实现。

[0128] 令  $s(x, z, t_0)$  为在时间  $t_0$  从 2D 区域(例如斑点区域或窗口)接收到的分析超声信号,其中空间坐标  $x$  和  $z$  分别表示横向和轴向方向。所接收到的信号模型假设具有矩形采样(例如线性阵列)的线性空间不变成像系统。在经历(分别在  $x$  和  $z$  方向上的)平移  $d_x$  和  $d_z$  之后,在时间  $t_1$  接收到的信号  $s(x, z, t_1) = s(x - d_x, z - d_z, t_0)$  具有 2D 傅里叶变换:

[0129]

$$S(k_x, k_z, t_1) = S(k_x, k_z, t_0) e^{-j(k_x d_x + k_z d_z)}, \quad (1)$$

[0130] 其中  $k_x$  和  $k_z$  分别是  $x$  和  $z$  方向上的空间频率变量(以 rad/m 为单位)。由下式给出 2D 互谱:

[0131]

$$\begin{aligned} \Gamma_{12}(k_x, k_z) &= S(k_x, k_z, t_1) S^*(k_x, k_z, t_0) \\ &= |S(k_x, k_z, t_0)|^2 e^{-j(k_x d_x + k_z d_z)}. \end{aligned} \quad (2)$$

[0132] 在该等式的推动下,一位研究人员开发了一种基于 2D 互谱来估计轴向方向和横向方向上的精细位移的算法。已经提出了用于估计轴向和横向频率分量的斜率的迭代加权的最小二乘法。然而,可以通过找到由(3)和(4)给出的 2D 互相关函数的真实峰值来获得针对该问题的更有效解,

[0133]

$$\begin{aligned} \gamma_{12}(l_x, l_z) &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \Gamma_{12}(k_x, k_z) e^{j(k_x l_x + k_z l_z)} dk_x dk_z \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 \\ &\quad \times e^{j(k_x(l_x - d_x) + k_z(l_z - d_z))} dk_x dk_z \quad (3) \\ &= \gamma_{11}(l_x - d_x, l_z - d_z), \quad (4) \end{aligned}$$

[0134] 其中,  $l_x$  和  $l_z$  分别是在  $x$  和  $z$  方向上的滞后。在轴向方向和横向方向上滞后值等

于移位值的情况下,该函数达到峰值。该结果推动了所有基于相关性的 2D 位移追踪方法。然而,在使用归因于 RF 数据收集的离散性质的采样相关函数的情况下,必须以子采样精度来找到真实相关性峰值。这对于采样间隔(A 线之间的间距)是轴向采样间隔的大约 10 倍的横向位移估计来说尤其成立。

[0135] 根据(3),可以通过评估真实峰值(其中  $k_x(l_x - d_x) \approx 0$  且  $k_z(l_z - d_z) \approx 0$ )附近的互相关函数来获得对问题的见解:

[0136]

$$\begin{aligned} \gamma_{12}(l_x, l_z) &\approx \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 (1 + j[k_x(l_x - d_x) \\ &\quad + k_z(l_z - d_z)]) dk_x dk_z \\ &= \gamma_{11}(0, 0) + j[M_{zz}(l_x - d_x) + M_{zx}(l_z - d_z)], \end{aligned} \quad (5)$$

[0137] 其中:

[0138]

$$M_{zz} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_x dk_x dk_z, \quad (6)$$

$$M_{zx} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_z dk_x dk_z. \quad (7)$$

[0139] 因子  $M_{zz}$  与 2D 自谱的平均横向频率有关。类似地,因子  $M_{zx}$  与 2D 自谱的平均轴向频率有关。归因于许多相干成像系统中的轴向分量具有载波并且使用复包络的事实,  $|M_{zz}| \gg 0$ 。该调制特性对于横向因子  $M_{zx}$  来说不存在,并且其幅度通常较小。然而,重要的是要注意,在斑点环境中,  $|M_{zx}| \neq 0$  (通常  $|M_{zx}| \gg |M_{zz}|$ )。 (5) 中的结果可以被看作 1D 斑点追踪情况的推广,其中相位曲线的斜率等于(分析)回波信号的中心频率 [8]。事实上,以矢量形式表达(4) (并且包括指数的泰勒(Taylor)级数展开中的二次相位项),我们得到:

[0140]

$$\begin{aligned}
 \gamma_{12}(\mathbf{l}) &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \Gamma_{12}(\mathbf{k}) e^{j\mathbf{k}'\mathbf{d}\mathbf{x}} d\mathbf{k} \\
 &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(\mathbf{k}, t_0)|^2 e^{j\mathbf{k}'(1-\mathbf{d}\mathbf{x})} d\mathbf{k} \quad (8) \\
 &\approx \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(\mathbf{k}, t_0)|^2 (1 + j\mathbf{k}'(1-\mathbf{d}\mathbf{x}) \\
 &\quad - \frac{1}{2}(\mathbf{k}'(1-\mathbf{d}\mathbf{x}))^2) d\mathbf{k} \\
 &= \gamma_{11}(0, 0) - \frac{1}{2}(1-\mathbf{d}\mathbf{x})' \begin{bmatrix} W_{xx} & W_{xz} \\ W_{zx} & W_{zz} \end{bmatrix} (1-\mathbf{d}\mathbf{x}) \\
 &\quad + j[M_{xz} \ M_{zx}](1-\mathbf{d}\mathbf{x}), \quad (9)
 \end{aligned}$$

[0141] 其中, 元素  $W_{xx}$ ,  $W_{zz}$ ,  $W_{xz}$ ,  $W_{zx}$  由下式给出:

[0142]

$$W_{xx} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_x^2 dk_x dk_z, \quad (10)$$

$$W_{zz} = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_z^2 dk_x dk_z, \quad (11)$$

$$\begin{aligned}
 W_{zx} &= W_{xz} \\
 &= \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(k_x, k_z, t_0)|^2 k_z k_x dk_x dk_z. \quad (12)
 \end{aligned}$$

[0143] 要注意,  $W_{xx}$  与成像系统的横向频率带宽有关。容易看出,  $\gamma_{12}(\mathbf{d}_x, \mathbf{d}_z) = \gamma_{11}(0, 0) > \gamma_{12}(l_x, l_z) \forall (l_x, l_z) \neq (\mathbf{d}_x, \mathbf{d}_z)$ 。还要注意,  $\gamma_{12}(\mathbf{d}_x, \mathbf{d}_z)$  为实数, 这意味着 2D 互相关性的真实峰值必须依赖于由下式定义的零相位等值线:

[0144]

$$\begin{aligned}
 \angle \gamma_{12}(l_x, l_z) &\approx M_{xz}(l_x - d_x) + M_{zx}(l_z - d_z), \\
 &= [M_{xz} \ M_{zx}](1-\mathbf{d}\mathbf{x}) = m'(1-\mathbf{d}\mathbf{x}). \quad (13)
 \end{aligned}$$

[0145] 然而, 基于上述近似, 由下式给出 2D 互相关性的幅度:

[0146]

$$\begin{aligned}
 |\gamma_{12}(\mathbf{l})| &= \\
 &= \sqrt{(\gamma_{11}(0, 0) - (1-\mathbf{d}\mathbf{x})' \mathbf{W}(1-\mathbf{d}\mathbf{x}))^2 + (m'(1-\mathbf{d}\mathbf{x}))^2}, \quad (14)
 \end{aligned}$$

[0147] 对于该式, 可以如(15)中示出的那样评估梯度矢量的转置, 这指示了如预期的那样在真实峰值( $1=\mathbf{d}\mathbf{x}$ )处该梯度同样为零。

[0148]

$$\frac{\partial |\gamma_{12}(l)|}{\partial l} = \frac{-2(\gamma(0,0) - (1-dx)'W(1-dx))(1-dx)'W + (m'(1-dx))m'}{\sqrt{(\gamma_{12}(0,0) - (1-dx)'W(1-dx))^2 + (m'(1-dx))^2}} \quad (15)$$

[0149] 此外,  $l=dx$  附近的幅度梯度的幅度与距真实峰值的距离成比例, 即, 网格点越靠近真实峰值, 则梯度的幅度越小。此外, 如果该梯度点使得  $1-dx$  与  $(m'(1-dx) = 0)$  正交, 则幅度梯度与  $m$  正交, 并且可以通过找到沿幅度梯度的线与零相位等值线的切线的交点来获得真实峰值。当然, 仅当网格点足够靠近真实峰值时, 这才有效。这可以根据网格上的幅度梯度的幅度而确定。该结果向我们提供了根据峰值周围的计算值网格确定 2D 互相关函数的真实峰值的方法的见解。具体来说, 通过将最小幅度梯度的斜率与峰值附近的相位等值线的斜率进行比较, 可以确定真实峰值是否足够靠近网格点以便进行有效的近似。

[0150] 这得到了如这里所述的在以最低级别使用插值以确保向零相位等值线上的有效投影的条件的意义上鲁棒且数值上高效的用于找到真实峰值的算法。这里所述的公式还提供了在二次曲面(2D 互相关性的幅度)上找到服从零相位条件的点的优化过程的基础。可以使用如这里所述的拉格朗日乘数法来解决该问题。

[0151] 可以容易地将上面的结果扩展到仿射变换的情况 [13] :

[0152]

$$s(x_1, t_1) = s(x_0(x_1), t_0), \quad (16)$$

[0153] 其中 :

[0154]

$$x_0 = Tx_1 - dx \quad (17)$$

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 + e_{xx} & e_{xz} \\ e_{zx} & 1 + e_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ z_0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} dx \\ dz \end{bmatrix}, \quad (18)$$

[0155] 这计及了平移( $dx$ )、应变( $e_{xx}$ 和 $e_{zz}$ )以及剪切应变( $e_{xz}$ 和 $e_{zx}$ )。

[0156] 在这种情况下, 我们以矢量形式使用在时间  $t_1$  接收到的信号的傅里叶变换 :

[0157]

$$S(k, t_1) = S(T'^{-1}k, t_0)e^{j(k'T^{-1}dx)/|T|}, \quad (19)$$

[0158] 其中  $T'$  是  $T$  的转置, 并且  $|\cdot|$  是矩阵的行列式。要注意, (19) 仅是 1D 中的傅里叶变换的扩缩特性的推广, 先前已经用在存在应变时对超声回波的去相关的分析中。其还与 [5] 中示出的 2D/3D 公式一致, 该公式分析了变形和波形扭曲对位移估计的方差的组合影响。

[0159] 暗示了轴向应变和横向应变二者均可以影响单独基于相位匹配的位移估计。其还可以提供直接(或迭代地)估计被窗口询问的组织区域上的应变的机会。这里我们要注意, 在应变参数  $e_{xx}$ 、 $e_{zz}$ 、 $e_{xz}$  和  $e_{zx}$  具有不可忽视的值的的情况下, 零相位等值线不一定经过 2D 互相关幅度的真实峰值。为了说明这一点, 可以如 (20) 中示出的那样依照移位和应变参数明确地编写 (19), (20) 示出了通过剪切应变参数将  $k_x$  和  $k_z$  坐标中的傅里叶变换的扩缩相联

系。振幅扩缩导致先前针对 1D 追踪而报告的去相关影响。此外,还将距零相位等值线的所估计的移位相联系,即,  $x$  方向上的移位对  $z$  方向上的所估计的移位有贡献并且反之亦然(通过剪切应变参数)。由(5)给出的简单结果仅对追踪窗口内的无穷小应变近似有效。幸运地是,(20)提供了一种检测窗口内的应变效应何时足够显著以影响相位估计的方法,

[0160]

$$S(k_x, k_z, t_1) = \frac{1}{|T|} S \left( \frac{(1 + e_{zz})k_x - e_{zx}k_z}{|T|}, \frac{-e_{zx}k_x + (1 + e_{zz})k_z}{|T|}, t_0 \right) \cdot e^{-j \left( \frac{((1 + e_{zz})dx - e_{zx}dz)k_x + ((1 + e_{zz})dx - e_{zx}dz)k_z}{|T|} \right)} \quad (20)$$

。

[0161] 在斑点追踪方法中,感兴趣的是使用相位耦合方法来找到当组织经受位移和 / 或无穷小应变时 2D 互相关函数的真实峰值。这可以被看作估计诸如例如矢量速度估计和弹性成像之类的应用中所需的位移矢量中的第一步。这样的应用可能需要基于 2D 互相关性的峰值的位移追踪作为公共步骤,但是它们可能在所使用的变形模型参数方面不同。这可以通过实施后处理步骤来完成,该后处理步骤从通过找到 2D 互相关性的真实峰值而获得的移位估计结果提取变形参数。这样的后处理取决于要确定的具体问题。

[0162] 示例性相位耦合的 2D 斑点追踪算法。

[0163] 由经受运动和 / 或变形的斑点区域的 2D 相关的特性来引导示例性斑点追踪算法的步骤。具有复包络的 2D 相关性的幅度具有表现良好的峰值,其在轴向方向和横向方向上的范围与斑点单元尺寸成比例。主要思想是使用快速搜索算法来在搜索窗口内找到基于相关性的匹配(即高于阈值的相关性值)。如果当前搜索点远离相关性峰值,则可以以在轴向方向和横向方向上相关单元尺寸的范围的大约一半的轴向和横向步长使用快速搜索。这允许该搜索在不丢失真实峰值(如果它存在的话)的情况下粗略地覆盖较大区域。一旦找到匹配,就使用互相关性的幅度梯度来找到(由 RF 采样频率以及图像中 A 线之间的间距确定的)采样网格上的峰值互相关。这通过遵循梯度上升轨迹来完成,对于沿该轨迹的每个点,其需要计算两个到三个相关性值。如果搜索点在轴向和横向方向上的相关性峰值的宽度内(例如在距峰值 3dB 内),则对峰值的梯度搜索从任何方向都是非常鲁棒和高效的。一旦找到基于网格的相关性峰值,就计算  $3 \times 3$  相关性网格(以该峰值为中心)。在紧邻相关性峰值处,可以根据经过真实峰值的零相位等值线和幅度梯度矢量来确定该真实峰值。根据处于原始采样坐标的  $3 \times 3$  网格,通过将允许使用(13)的方式将 2D 互相关的相位耦合到振幅(梯度)来产生真实相关性峰值的精细估计。

[0164] 在下面的子章节中描述用于获得精细估计的两个示例性方法。

[0165] A. 零相位等值线上的二维投影。

[0166] 该方法以足够大的因子(即尽可能小)插值在横向滞后方向上真实峰值附近的  $3 \times 3$  网格,以便估计与零相位等值线正交的幅度梯度矢量。幅度梯度和零相位等值线的交点是 2D 互相关性的所估计的真实峰值。

[0167] 如下概述该算法的步骤。

[0168] 步骤 0:根据  $t_0$  处的 2D 自相关函数,直接估计轴向方向和横向方向上的搜索步长  $L_z$  和  $L_x$ 。典型地,由于轴向方向上的更精细采样,  $L_z > L_x$ 。

[0169] 步骤 1 :在所限定的搜索区域中使用  $L_x$  和  $L_y$  来执行任何快速搜索算法以找到相关性峰值的附近区(高于阈值)。

[0170] 步骤 2 :在没有任何插值的情况下,计算局部幅度梯度并沿着梯度上升轨迹移动。当达到无插值网格上的峰值点时,该步骤停止。

[0171] 步骤 3 :一旦达到无插值网格上的最大值点,就计算以该最大值为中心的  $3 \times 3$  网格上的互相关性值。以小的因子(例如 8)横向插值  $3 \times 3$  网格并找到针对最靠近真实峰值的两个梯度矢量的线等式,但是指向相对的横向方向。如果在当前的插值因子的情况下不满足该条件,则将插值增加 2 并重复该测试。如果达到最大插值因子(例如 128)并且插值峰值处的相关性低于阈值(例如 0.75),则声明位移估计无效并给位移估计分配值 NaN。否则进行到步骤 4。

[0172] 步骤 4 :找到针对插值网格上的相关函数的零相位线的线等式。所估计的真实相关性峰值是零相位线与经过来自幅度梯度的两个最大斜率线的交点的正交线之间的交点。

[0173] 为了说明的目的,图 6A 中的搜索轨迹基于  $L_x = 1$  和  $L_y = 5$ (来自步骤 0)。图 6A 示出具有所示的搜索路径的 2D 互相关的等值线(从(0,0)开始,滞后如箭头所指示)。\* 指示由快速搜索算法测试的相关滞后,且 • 指示由梯度上升算法测试的滞后( $L_x = 1$  且  $L_y = 5$ )。注意,真实相关性峰值具有表现良好的等值线集合,这些等值线将真实相关性峰值与所示的搜索区域中的若干伪峰值区别开来。此外,0.7 等值线延伸大概 4 个横向滞后和 10 个轴向滞后(这证明  $L_x$  和  $L_y$  的选择是合理的)。步骤 1 在滞后(0,0)处开始并测试互相关系数。如果低于所设置的阈值(在该情况下为 0.65),则它如箭头所指示的那样移动到下一点(横向 -1 且轴向 -5)。如果仍低于阈值,则它沿着(预定义)轨迹上的每个像素测试相关性值。在这种情况下,预定义搜索轨迹沿着矩形逆时针回路(维度为  $2 \cdot L_x + i + 1$  和  $2 \cdot L_y + i + 1$ ,其中  $i = 0, 1, \dots, I_{\max}$  是回路数)。参数  $I_{\max}$  定义了所允许的搜索区域的范围以便找到有效峰值(对于图 6A 中示出的搜索区域,  $I_{\max} = 6$ )。

[0174] 在该搜索示例中,对第一回路上的八个滞后进行测试,并且没有发现候选峰值(即没有相关性值  $> 0.65$ )。该算法从第一回路中的最后一点(横向 -1 且轴向 0)跳到第二回路中的第一点(横向 -2 且轴向 -10),并沿着横向滞后方向逆时针移动。一旦阈值测试成功,该步骤就停止,即当前相关滞后处的相关性值高于所选阈值。在图 6A 中,在达到阈值 0.65 之后,该步骤在横向滞后 0 且轴向滞后 -10 处停止。还在图 6A 的帮助下图示了步骤 2。(0,-10), (1,-10), (1,-11), (1,-12), (2,-12), (2,-13), (2,-14) 处的 • 标记是由梯度上升测试的网格点。在将(2,-14)声明为相关网格上的最大值点之前,还测试了该点的相邻点。

[0175] 可以在图 6B 的帮助下图示该算法的最后两个步骤,图 6B 示出靠近真实峰值的插值 2D 互相关的相位等值线和幅度。进一步地,图 6B 示出在相关峰值附近(在轴向滞后 -13 和 -15 且横向滞后 1 和 3 之间)横向插值的  $3 \times 3$  网格上的 2D 互相关的相位等值线和幅度。箭头表示插值网格上的幅度梯度矢量。在该情况下使用因子为 16 的横向插值(其中箭头基部指示插值网格点)。相位等值线标记有以弧度计的相位值并且看起来几乎是具有较小倾斜的直线。真实峰值由零相位线上的开口圆指示。虚点线是最靠近峰值和切线的幅度梯度矢量的方向以及零相位线的正交线的方向。此外,可以看到幅度梯度矢量指向真实峰值的

(总)方向。对于在横向滞后 1 和 3 且轴向滞后 -13 和 -15 之间(即来自步骤 2 的中心处于横向 2 且轴向 -14)的该情况,使用的插值因子为 16。沿着两个最靠近幅度梯度矢量、零相位线的正切线以及通过最大斜率线的交点的零相位的正交线绘制四条(粗的虚点)线。由开口圆指示的真实相关峰值是开口圆与零相位线的交点。

[0176] 零相位投影算法的最后步骤是与真实峰值处的零相位等值线正交的幅度梯度矢量的近似。近似误差取决于所使用的插值级别并且可以通过使用横向插值因子来控制以便刚好确保在最后的近似中使用的两个幅度梯度矢量中的至少一个大体上不与靠近真实峰值的零相位等值线平行。一般来说,这一条件不仅仅在轴向移位几乎等于轴向采样间隔的整数倍时才需要。例如,在图 6B 中,可以看到轴向滞后 -14 处从右侧接近的幅度梯度矢量几乎平行于零相位线。这里使用为 16 的插值因子刚好足以产生有效投影。有效投影是两个最靠近峰值的幅度梯度矢量与零相位线的切线相交,在交点处切线很好地近似相位等值线。然而,这里的关键点是可以自适应地执行插值,从而最小化位移估计算法中的任何不必要的计算。除了该方法的计算优点之外,还可以减小或消除因为插值而引起的误差。

[0177] 应该注意,可以在该方法中实施一个或多个不同步骤,并且这里提供的具体步骤不意在限制本公开。例如,可以使用一个或多个其他数字信号处理方法来实施该示例性搜索算法。此外,例如,对于模板匹配,可以使用(0,0)滞后附近的自相关序列。相关问题是,在步骤 3 中声明基于相关阈值的无效估计并且分配值 NaN。这可以被看作在后续处理中使用的标记(如果有必要的话)。例如,可以使用适应的窗口尺寸来最大化复合信噪比(SNR)。可替换地,可以使用与由(19)描述的模型类似明确变形模型。

[0178] 此外,本公开不限于使用 2D 斑点追踪。例如,在这里的一个或多个实施例中,其他多维追踪方法(诸如 3D 斑点追踪方法)也可以适用。

[0179] B. 具有相位约束的表面多项式拟合。

[0180] 上面描述的 2D 相位投影方法可以被看作用于实施找到复 2D 互相关性的真实峰值的优化过程的高效方法。峰值寻找问题可以被描写成找到对真实峰值附近的 2D 互相关性的幅度的表面的多项式拟合的系数。从实际成像数据获得图 6A 和 6B 中示出的标称和插值等值线图,并且它们表示可从标准成像扫描仪期望的内容。非常清楚的是,靠近真实相关性峰值的表面表现良好并看起来在  $l_x, l_z$  空间中是二次的。由下式给出对该(平滑)表面的多项式拟合:

[0181]

$$q(l_x, l_z) = al_x^2 + bl_z^2 + cl_x l_z + dl_x + el_z + f, \quad (21)$$

[0182] 其中,  $l_x$  和  $l_z$  分别表示横向滞后和轴向滞后,并且  $q$  是真实峰值附近的 2D 复互相关性的幅度。可能通过最小化平方误差来求得多项式系数:

[0183]

$$J(\theta) = \sum_{i=1}^N (q(l_{x_i}, l_{z_i}) - |r_{12}(l_{x_i}, l_{z_i})|)^2, \quad (22)$$

[0184] 其中,  $\theta = [a, b, c, d, e, f]^T$ , 且  $N$  是网格上点的数目(在该情况下  $N=9$ )。

[0185] 这相当于求解等式的超定系统：

$$\hat{q} = A\theta \quad (23)$$

$$[0186] \begin{bmatrix} |\gamma_{12}(l_{x_1}, l_{z_1})| \\ |\gamma_{12}(l_{x_2}, l_{z_2})| \\ \vdots \\ |\gamma_{12}(l_{x_N}, l_{z_N})| \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{x_1}^2 & l_{z_1}^2 & l_{x_1}l_{z_1} & l_{x_1} & l_{z_1} & 1 \\ l_{x_2}^2 & l_{z_2}^2 & l_{x_2}l_{z_2} & l_{x_2} & l_{z_2} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ l_{x_N}^2 & l_{z_N}^2 & l_{x_N}l_{z_N} & l_{x_N} & l_{z_N} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \\ f \end{bmatrix} \quad (24)$$

[0187] 这得到：

$$[0188] J(\theta) = (\hat{q} - A\theta)'(\hat{q} - A\theta) \quad (25)$$

$$= \hat{q}'\hat{q} - 2\hat{q}'A\theta + \theta'A'A\theta \quad (26)$$

[0189] 通过取得该二次函数关于实向量  $\theta$  的梯度并使其等于零，我们获得解：

[0190]

$$\theta = (A'A)^{-1} A'\hat{q} \quad (27)$$

[0191] 当矩阵 A 是良态的 (well conditioned) 时上式有效。如果不是这种情况，则寻求正则化解 (例如使用奇异值分解) [17]。一旦获得系数  $\theta$ ，通过如 (28-29) 那样分析地评估梯度以及如 (30) 那样求解矩阵等式来获得  $l_{x_{\max}}$  和  $l_{z_{\max}}$  就是简单的事情：

$$[0192] \frac{\partial q}{\partial l_x} = 2al_x + cl_x + d, \quad (28)$$

$$\frac{\partial q}{\partial l_z} = cl_x + 2bl_z + e, \quad (29)$$

$$[0193] \begin{bmatrix} l_{x_{\max}} \\ l_{z_{\max}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2a & c \\ c & 2b \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -d \\ -e \end{bmatrix} \quad (30)$$

[0194] 然而，该解可以相当于仅基于幅度的一种插值形式，这可能在真实相关峰值的估计中导致不可接受的高级别偏差和差异，尤其在轴向方向上。这归因于在轴向方向上由 q 描述的表面的几乎平坦性质 (轴向范围仅  $\pm 1$  滞后采样)。然而，q 在横向方向上通常具有明显的峰值，并且该方向上的导数产生可靠的峰值估计。已知超声回波信号的分析性质通过使用没有插值的复互相关而在轴向移位估计中允许高子采样精度。如果根据由 (30) 描述的表面拟合解的横向估计具有从被分析的 RF 数据获得的轴向估计，则可以获得改进的解。

[0195] 可以通过将 (13) 用作结合适当成本函数的约束 (例如使用拉格朗日乘数法) 来容易地完成计及 2D 中的相位信息。为此，我们认识到 (21) 中给出的多项式拟合函数本身在  $l_x$  和  $l_z$  中是二次成本函数。也就是说，可以以下面的形式来重写 (21)：

$$\begin{aligned}
 q(l_x - dx_0, l_z - dz_0) &= l' R l, \\
 [0196] \quad &= l' \begin{bmatrix} a & c \\ c & b \end{bmatrix} l, \quad (31),
 \end{aligned}$$

[0197] 其中,  $dx_0$  和  $dz_0$  是真实峰值附近的  $3 \times 3$  网格中心的坐标, 并且  $l = [l_x - dx_0 \quad l_z - dz_0]'$ 。从 (23) 中最小二乘问题的解获得  $R$  的元素。这可以通过展开 (31) 中的经变换的矢量形式并将其与 (21) 中  $\hat{p}_x$ 、 $\hat{p}_z$  和  $l_x l_z$  的系数进行比较而示出。优化问题是找到在受到以下约束的情况下最小化 (31) 的子采样移位矢量  $\delta l = [\delta_x \quad \delta_z]'$  (注意  $l_{\max} = [dx_0 \quad dz_0]' + [\delta_x \quad \delta_z]'$ ) :

$$[0198] \quad - \quad m' m = 1, \text{ 这意味着 } m_x = M_{xz} / \sqrt{M_{xz}^2 + M_{zz}^2} \text{ 以及 } m_z = M_{zx} / \sqrt{M_{xz}^2 + M_{zz}^2};$$

$$[0199] \quad - \quad \delta l' m = \delta_x m_x + \delta_z m_z = 0.$$

[0200] 第一约束仅仅是在本征值问题中通常使用的归一化。第二约束将解矢量限于在真实峰值处与零相位线正交 (13)。从 (6) 和 (7) 中的中心频率值获得  $m$  的元素。

[0201] 上面的约束允许我们就拉格朗日乘数  $\lambda$  和  $\mu$  定义新的成本函数:

$$[0202] \quad J(\delta l) = \delta l' R \delta l - \lambda (\delta l' \delta l) + \mu \delta l' m. \quad (32).$$

[0203] 可以通过取得  $J$  关于  $\delta l$  的梯度来获得针对该问题的解:

$$[0204] \quad \frac{\partial J}{\partial \delta l} = 2R \delta l - 2\lambda \delta l + \mu m. \quad (33).$$

[0205] 乘以  $m'$  并且求得  $\mu$  :

[0206]

$$\mu = -2m' R \delta l - 2\lambda m' \delta l \quad (34)$$

$$= -2m' R \delta l, \quad (35)$$

[0207] 其中使用了正交性约束来去掉 (34) 中的第二项。将  $\mu$  代入回到 (33) 中, 我们获得本征值问题:

$$\begin{aligned}
 [0208] \quad & 2R \delta l - 2\lambda \delta l - 2m' R \delta l = 0 \\
 & \Rightarrow (I - m m') R \delta l = \lambda \delta l. \quad (36).
 \end{aligned}$$

[0209] 针对该本征值问题的解是与矩阵  $(I - m m') R$  的最大本征值相关联的本征矢量。拉格朗日乘数  $\lambda$  是本征值, 其适当地扩缩本征矢量以给出真实滞后 (在真实最大值处)。投影矩阵  $(I - m m')$  用于将基于仅幅度方法获得的解对准成与所观测的零相位等值线的斜率正交。由此, 完成用于找到 2D 互相关的真实峰值的相位和幅度特征之间的耦合。

[0210] 可以利用这里所述的进一步帮助提供有用图像数据或图像数据的增强的示例性斑点追踪方法 (诸如 Ebbini (2006) 中描述的那些) 来实施各种步骤、例程或过程。例如, 当执行至少一部分血管位于其中的区域中的斑点区域的斑点追踪时, 如果被追踪的斑点区域 (即窗口或斑点单元) 部分处于限定该至少一部分血管的管壁内并且部分处于管壁之外 (例如部分位于血管内的血液中或者部分位于管壁边界之外), 则可能难以实施斑点追踪过

程或者产生不准确的数据(例如难以互相关等等)。由此,至少在一个实施例中,一旦脉管特征被识别或确定(例如基于斑点追踪识别出血管的一个或多个边界(或其部分)),则可以在执行斑点追踪方法时使用该脉管特征。

[0211] 例如,可以基于一个或多个脉管区域的斑点追踪来识别一个或多个管壁边界。一旦识别出这样的边界,就可以在斑点追踪过程中使用它们。在一个或多个实施例中,例如,可以基于至少一个所识别的脉管特征(例如诸如管壁边界的识别)来修改该一个或多个斑点区域的特征(例如位置、尺寸、形状等等)。例如,可以基于所识别的一个或多个管壁边界来修改被识别的该一个或多个斑点区域中的至少一个的位置(例如或者可以修改一个或多个斑点区域的任何其他特征,诸如尺寸或形状)(例如以使得要被追踪的斑点区域完全在管壁之内或之外)。换言之,如果斑点追踪过程确定要被追踪的斑点区域或窗口部分在限定该至少一部分血管的管壁之内且部分在该管壁之外(例如部分位于血管内的血液中或者部分在管壁边界之外),则可以修改或以其他方式调整斑点区域位置以使得该斑点区域完全位于管壁之内或管壁之外。此外,可以在斑点追踪期间修改所追踪斑点区域的尺寸或形状(例如狭窄或宽度或长度),以使得斑点区域完全位于管壁之内或管壁之外,或者提供例如位移的质量估计。换言之,基于为血管确定的一个或多个边界来修改斑点区域以使得它完全落在管壁之外、完全在管壁之内、或完全在血液中(例如通过先前的斑点追踪和生成该至少一部分血管位于其中的区域的应变和 / 或剪切应变图像数据)。

[0212] 例如,一般来说,设计跟踪窗口以便优化或实现(例如通常通过减小窗口尺寸来改进的)空间分辨率和减小位移估计的变化(例如一般通过增大窗口尺寸)之间的折衷。例如,在一个实施例中,对于均匀的斑点区域,回波数据的信噪比(SNR)连同换能器带宽一起是选择窗口尺寸的主要因素。此外,在没有严重变形的情况下,窗口被设计成近似方形,即近似相同的轴向和横向尺度。在管壁附近(尤其在腔侧上),许多假设可能被违背。提供高帧速率成像(例如 M2D 模式成像)以减轻这些影响中的某些,但是可能还存在直接考虑跟踪窗口内的变形的需要(例如窗口的一部分在血管中且一部分在血液中会导致变形组织)。在这种情况下,可以应用将产生优化估计(例如最佳可能位移估计)的适应窗口尺寸和形状设计互选择算法。2D 相位耦合的算法提供对估计质量的反馈(例如品质因数)。这些品质因数可以被用来表征例如使用具有同一高度但不同宽度(以及反之亦然)的不同窗口而获得的估计质量。由此,可能并行地运行这些窗口并且实施选择具有最高品质因数的估计的选举方案并且丢弃或压低(例如应用较低的权重因子)具有较低品质因数的估计。

[0213] 更进一步地,管壁回波混响可能损坏从血液接收的脉冲回波数据。由此,在血液内的一个或多个斑点区域的斑点追踪的一个或多个实施例中,在执行来自血液中一个或多个斑点区域的脉冲回波数据的斑点追踪时,该斑点追踪可能去除脉冲回波数据中因管壁处的反射而引起的回波分量(例如使用去混响滤波器)。

[0214] 换言之,如这里所述的那样,各种斑点追踪方法(例如二维斑点追踪方法)可以被用来对血管附近变形和组织运动进行成像(例如用于脉管疾病的检测和分期)。然而,在一个或多个实施例中,管壁回波混响可能盖过来自血液的回波(散射)并且导致血管内大区域中流量信息的损失。可被用来校正这些混响的一个实施例包括针对血管内的回波数据(例如来自血液的回波数据)使用时变去混响反滤波器。此类滤波器的设计可能受到混响模式随着管壁的脉动运动显著变化的事实的影响。管壁相对于成像波束的位置 / 定向的微小变

化导致可测得的管壁处斑点镜像回波混合的变化以及观察到的血管内周期性的混响模式。因此,时变反滤波器可以被用来适当地去除心搏周期期间的混响分量。

[0215] 斑点追踪(例如二维斑点追踪)可以被用于分析组织运动和变形,尤其在脉管成像应用中。除了血管动力学的直接测量结果和 / 或表征之外,这样的斑点追踪可以为重要的挑战领域(诸如计算流体动力学)提供组织位移场和基础解剖信息。

[0216] 例如,如这里所述的那样,可以使用脉冲回波诊断超声(例如使用相位耦合的二维斑点追踪,其实现轴向方向和横向方向上的子采样位移估计精度以及高帧速率(例如每秒 325 帧) M2D 成像模式,可以同时估计横向流速和壁运动二者因此提供压力(通过血管直径)和流量(通过矢量速度))来执行血管(例如人的颈动脉)中血流矢量速度以及组织运动 / 变形的同时估计。这样的测量结果可以为血流动力学计算提供基础,该血流动力学可以被用于评估管壁顺应性,如这里所述的其是血管健康的重要指标。此外,如这里所述的那样,轴向和横向位移场表现良好并允许组织和血液中的应变和剪切应变计算。这些速度 / 应变场连同解剖图像信息一起可以为计算流体动力学模型提供输入,该计算流体动力学可能允许适合于评估脉管系统以及周围组织的健康的逆计算(例如动脉粥样硬化的检测和分期)。

[0217] 基于脉冲回波超声的二维斑点追踪方法的一个可能的限制是与强镜面反射镜相关的混响分量。混响产生与来自镜面反射镜远端区域的背散射分量混合的杂乱信号分量。这在血管中是明显的,其中来自血液的散射通常低于来自管壁的镜面反射 30-40dB。然而,对于组织运动和血液速度矢量都重要的应用,应该最小化由来自管壁内区域的混响引起的杂乱。可以在二维斑点追踪之前使用恢复来自血液散射区域的回波的脉冲回波超声数据去混响算法以解决此类混响。因为在心搏周期的不同阶段期间管壁散射特征的变化,观察到混响信号分量是非稳定的,这指示可能需要用于反混响的时变反滤波器。一种可能的滤波器设计方法可以利用用于来自管壁的回波信号的短程相关和用于来自底壁和血管区域的回波信号的长程相关。相关函数中的周期性归因于产生不同镜面反射分量的多层组织结构以及管壁构造(例如外膜)。

[0218] 下面提供了去混响的一个或多个实施方式或测试其的示例。不应将此类实施方式或示例视为对本公开的限制。

[0219] 示例性去混响滤波信息。

[0220] 示例去混响滤波的数据获取。

[0221] 加载有用 M2D 脉冲回波数据收集的程序的 Sonix RP (Ultrasonix, Canada) 超声扫描仪。然后通过吉比特互联网将所收集的数据流水线到控制器 PC 以便进行实时数据处理。数据处理计算机可以通过利用多核 GPU (nVIDIA, Santa Clara, CA) 来容易地应对高分辨率(空间和时间)斑点追踪和可分离的 2D 后置滤波所需的密集计算。线性阵列探头 (LA14-5/38) 被用来获取该示例的所有数据。探头上的发射脉冲的中心频率是 7.5MHz。

[0222] 接收信号模型。

[0223] 提供了针对从典型扫描仪和典型脉管探头(诸如上面所述的那些)获得的脉冲回波波束赋形超声数据的接收信号模型。由下式给出形成一个图像线的回波数据:

[0224]

$$x_r(t, l) = x_e(t, l) + x_i(t, l) \quad (1)$$

[0225] 其中,  $x_c(t, l)$  表示来自图像线  $l$  中的深度  $z = c/t$  的相干回波分量, 并且  $x_n(t, l)$  是来自同一位置的非相干回波分量。在管壁处, 相干分量主要由于来自多层血管和支撑结构的镜面反射而引起。为了简单起见, 假设均匀介质和窄带模型中的单个层:

[0226]

$$x_c(t, l) = R_{nr} p \left( t - \frac{2z_0}{c} \right) + \sum_{k=1}^{\infty} \alpha_k p \left( t - \frac{2z_0}{c} - \frac{2kd_w}{c} \right) \quad (2)$$

[0227] 其中  $p(t) = a(t)e^{j(\omega t + \theta(t))}$  是分析的传送超声脉冲,  $R_{nr}$  是反射系数, 并且  $d_w$  是管壁厚度。在(2)中,  $R_{nr}$  表示组织-壁反射系数并且  $\alpha_k$  是组织-壁反射和透射系数的函数。反射系数通常较小(例如 <10%), 并且(2)中的级数是对于每个层差不多 2-4 项。不幸的是, 混响项与来自血管中的血液的回波分量发生干扰。尽管它们迅速衰减, 但是它们的振幅仍然高到足以掩盖来自在血管内延伸若干毫米的区域中的血液的回波。去混响滤波器可以被用来解除对来自血液的回波的掩盖并允许二维斑点追踪以估计血管内侧的矢量速度。

[0228] 用于回波去混响的反滤波器设计。

[0229] 相干回波分量的相关函数在  $\tau_k = 2kd_w/c$  处展现次峰。这些峰值的振幅随着  $k$  以指数方式减小(这归因于壁内的多个反射)。可以根据基带转换之后的回波数据的自相关函数来估计这些次峰。来自实际脉管成像实验的结果暗示, 高斯混合模型(GMM)可能最适合于未受干扰的回波数据的概率密度函数(pdf)的建模。GMM 还受到关于血液的散射(例如归因于流量或红血球聚集)的多个假设的激发。假设用于去混响反滤波器的无限脉冲响应(IIR)模型:

$$y[n] = x[n] - \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] \quad (3)$$

[0231] 可以通过最大化关于流通道内的 GMM 的对数似然性来获得系数  $\{a_k\}_{k=1}^N$ :

[0232]

$$\mathcal{L} = \frac{1}{N_y} \sum_{n=n_0}^{n_0+N_y-1} \log \left( \sum_{i=1}^{N_g} \frac{w_i}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} \exp \left( -\frac{(y[n] - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2} \right) \right) \quad (4)$$

[0233] 其中,  $N_g$  是 GMM 中高斯密度的数目(每个都由  $\{w_i, \mu_i, \sigma_i\}$  表示), 并且  $N_y$  是输出测试序列的长度。可以通过如下最大化(4)中的  $\mathcal{L}$  关于  $\{a_k\}_{k=1}^N$  的偏导数来获得 IIR 反滤波器的参数:

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial a_k} = \frac{1}{N_y} \sum_{n=n_0}^{n_0+N_y-1} \sum_{i=1}^{N_g} \frac{\mathcal{E}_{i,n}}{\mathcal{E}_n} \frac{(y[n] - \mu_i)y[n-k]}{\sigma_i^2} \quad (5)$$

[0235] 其中  $\mathcal{E}_{i,n}$  和  $\mathcal{E}_n$  分别是(4)中的内部求和内的第  $i$  项和内部求和。可以通过下式来迭代地获得滤波器的参数:

$$[0236] \quad a_k[m+1] = a_k[m] + \delta \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial a_k[m]} \quad (6),$$

[0237] 其中,  $m$  是迭代指数并且  $d$  被选为足够小以允许精细的收敛(以收敛速度为代价)。在至少一个实施例中, 如果 GMM 受一个分布支配(通常是这种情况), 则(5)可以被简化。无论如何,  $\delta = 0.01$  的经验值导致在 10 次迭代或更少内收敛。

[0238] **模型阶数选择:** 可以根据来自近端管壁以及来自包括近端壁的血管回波数据的复包络的自相关函数中次峰的识别来确定(3)中的参数  $N$ 。利用主要对血管内的混响作出响应的壁(以及支撑组织)架构, 可识别到这些相关函数中的周期性。对于典型人类对象的颈动脉, 阶数根据心搏周期的阶段而在 20-45 的范围内变化(当管壁以最大程度拉伸时阶数降低)。可以根据在整个心搏周期内周期性的观察来设置模型阶数的最大值  $N_{max}$ 。

[0239] 无混响训练数据。

[0240] 获得无混响回波数据可以通过(在识别到管壁之后)将成像换能器倾斜以避免来自管壁的镜面反射而完成。实际上, 非常小的倾斜就足以显著去除镜面回波并且维持血管的很好地查看。彩色血流或能量多普勒模式可以被用来限定用于提取训练回波数据的血流区域。一旦这个被实现, 就将成像换能器转到一个可以从镜面反射最佳地限定血管边界的位置。还可能通过仔细选择不存在混响分量的区域来从损坏的视图得到无混响数据。

[0241] 例如, 直径为 6mm 的血管可以在其远端处提供 2mm 的无混响回波数据区域。可以使用后面的方法来在典型心搏周期期间识别 GMM。基于来自人类对象的实际回波数据, (4)中的  $N_g$  的值通常是 3 到 4, 均具有零均值。

[0242] 时变滤波器设计算法。

[0243] 基于上面的推导以及关于数据获取模型从典型脉管成像超声获取波束赋形回波数据的事实, 提供了下面的滤波器设计步骤。对于图像线  $l$  和图像帧  $p$ ,

[0244] 步骤 0 : 根据复包络数据检测近端管壁,

[0245] 步骤 1 : 根据短程和长程相关函数来确定 IIR 模型阶数  $N$ ,

[0246] 步骤 2 : 根据血管回波数据的无混响段来确定 GMM 参数,

[0247] 步骤 3 : 使用最大似然算法来确定滤波器系数(等式 4-6),

[0248] 步骤 4 : 在适当初始条件下将 IIR 滤波器应用于血管数据以避免回波数据中的中断,

[0249] 步骤 5 : 计算对  $y[n]$  的长程相关函数。如果仍能检测到混响, 同时  $N < N_{max}$ , 则去往步骤 3。否则停止。

[0250] 关于示例的结果和讨论:

[0251] **数据收集:** Soinx 被用来从健康志愿者的右颈动脉的成像收集 M2D 模式数据。以 325fps 的帧速率收集实时波束赋形 RF 数据并且离线处理该数据以产生与图 16A-16B 中示出的图像类似的图像, 图 16A-16B 中示出的图像示出(以彩色或灰度级)编码且叠加在 B 模式灰度级图像上的颈动脉的横向位移(图 16A)和轴向位移(图 16B)。使用 Ebbini 2006 中描述的相位耦合二维斑点追踪算法估计了位移场。

[0252] 获取了大致 1.9 秒(642 帧)的数据, 从而捕获了多于 3 个心搏周期以允许对回波和来自血管(主要归因于近端壁)的混响的动力学进行建模。图 17A 中示出了来自血管(通

过血管的近端壁但是排除远端壁)的回波的空间-时间图。该图像示出来自一个图像线(接近图像的中心处)的 RF 数据的包络。这被称为 M 模式超声并且其允许对心脏和脉管成像应用中壁运动的分析。

[0253] 图 17B 示出在获取周期仅来自近端壁的回波的 M 模式图像。该图像图示在心搏周期期间壁回波的动力学。例如,对于前几条线( $0 < t < 0.1s$ ),壁仅表示镜面反射器。另一方面,当壁经受因血管中压力变化而引起的膨胀时,壁回波看起来较不规则。图 17A 中示出对血管包络进行检查,可以看到向血管中下至约 4mm 的强混响模式。该模式掩盖来自血液的任何散射并且使得它难以(如果不是不可能的话)估计血管内大区域中的流速矢量。

[0254] 图 18A-18B 示出与图 17A-17B 中示出的 M 模式图像相对应的来自包括近端壁(图 18A-长程相关)和仅近端壁(图 18B-短程相关)的血管的复包络的归一化相关函数的空间-时间图。可以看到,当管壁没有被拉伸且相当于镜面反射器时强次峰在  $\approx \pm 0.8 \text{ mm}$  处。另一方面,当管壁被拉伸时,该峰值被减小并且相关函数的主瓣被扩大。该结果表明时变去混响滤波器将是有益的。

[0255] 图 19A-19D 图示通过所提出的最大似然算法获得的去混响滤波器的性能。使用短程和长程相关数据,对于两个帧(在  $t=0.003s$  处的帧 1 和在  $t=0.31sec$  处的帧 100)滤波器阶数被确定成 21。使用  $N_s = 3$  来从远端壁附近的血管数据估计 GMM 模型。在这两种情况中使用  $N_p = 50$ , 并且  $\delta = 0.005$ 。对于帧 1 和帧 100 数据,分别在 7 次和 9 次迭代中实现收敛。两个滤波器的幅度响应表明反滤波和去混响特征;信号带宽 2MHz-6MHz 被反转并且自始至终有波纹。图 19A-19D 表示具有或不具有用于滤波器帧 1 (图 19A-19B)以及滤波器帧 100 (图 19C-19D)的滤波的去混响滤波器和血管数据(经过滤波的信号通常更接近 0 线轴而不是原点)。

[0256] 来自对健康志愿者的脉管成像实验的结果表明了因为混响分量在心搏周期期间的时变性质而使用时变反去混响滤波器来对来自血管的回波数据进行去混响是可行的。这种滤波可能用于使用斑点追踪(例如二维斑点追踪)方法的更准确血管矢量速度估计。示例性算法是鲁棒且计算高效的,并且需要最少的训练来使其非常好地适合于实时超声成像应用。

[0257] 下面提供了脉管成像以及管壁动力学特征的一个或多个实施方式以及测试其的示例,诸如这里一般性地描述的那些。不应将此类具体实施方式或示例视作对本公开的限制。

[0258] 一般来说,说明了一种以轴向方向和横向方向上的子采样精度对组织运动和流进行同时成像的方法。该方法利用相位耦合 2D 斑点追踪方法,其采用真实 2D 复互相关来找到在轴向方向和横向方向上的子帧位移。已经对 Sonix RP 上的成像序列进行了修改以允许在覆盖感兴趣区域的有限视场中高帧速率 2D 数据收集(M2D 模式)。连同鲁棒 2D 斑点追踪方法,M2D 成像允许捕获流和壁/组织运动的完全动力学,甚至当流主要处于横向方向上(相对于成像波束)时。示出在轴向方向和横向方向上的精细矢量位移估计以允许利用最小滤波的平滑且相接的应变和剪切应变计算。通过来自健康志愿者颈动脉的活体图像和流仿真(ATS 模型 524)的实验结果表明位移和应变场的质量。该结果表明矢量流场和壁/组织运动的同时成像以及以高空间和时间采样的对应应变。这可以提供建模血液和血管之间的

流-固相互作用的必要工具。

[0259] 示例性成像方法的资料和方法。

[0260] 在 Ebbini 206 中描述了所使用的相位耦合的 2D 斑点追踪(相位耦合的 2D 斑点追踪算法)并且这里也至少部分地对其进行了描述。斑点追踪方法基于搜索区域中 2D 复相关性的幅度和相位的梯度。该方法将相关性峰值附近的相位和幅度梯度相联系以便在轴向方向和横向方向二者上以子采样精度确定其坐标。这利用根据在采样的(横向插值的) 2D 互相关性网格上幅度和相位梯度矢量之间的角度确定的最低级别横向插值来实现。该算法后的一个结果是幅度梯度矢量对真实峰值的最终逼近与零相位等值线正交。这导致零相位等值线上的 2D 鲁棒投影,其导致插值级别处的子采样精度完全低于使用先前提出的方法所需的精度。示出了使用相位耦合技术获得的所估计的 2D 矢量位移场展示了覆盖动力学范围的整个范围的值而无需量化证明。相比而言,先前公开的在横向插值之后使用 1D 相位投影的方法产生严格量化的横向位移场(处于与 2D 相位耦合方法相同的插值级别)。

[0261] 数据获取:使用将加载有用于 M2D 脉冲回波数据收集的程序的 Sonix RP (Ultrasonix, Canada) 超声扫描仪。然后通过吉比特互联网将所收集的数据流水线到控制器 PC 以便进行实时数据处理。数据处理计算机可以通过利用多核 GPU (nVIDIA, Santa Clara, CA) 容易地来应对高分辨率(空间和时间)斑点追踪和可分离的 2D 后置滤波所需的密集计算。线性阵列探头(LA14-5/38)被用来获取该文章中示出的所有数据。探头上的发射脉冲的中心频率是 7.5MHz。

[0262] 使用 ATS 模型 524 流仿真和 Cole-Parmer MasterFlex 滚压式泵进行实验以说明轴向和横向方向上的位移追踪。使用 Sonix RP 扫描仪以 111fps 的帧速率来收集 M2D 数据。在利用 MasterFlex 泵的适当速度设置的受控流体流量下收集 ATS 仿真中 4mm 流通道的图像以模拟颈动脉中的典型血流速率(例如 336ml/min)。纤维素微球被稀释到水中以在数据收集期间产生来自流通道的线性散射(事实上纯水也被成像为确定通道边界的控制)。

[0263] 应变计算:通过对使用 2D 斑点追踪算法获得的轴向和横向位移场使用 MATLAB 的梯度命令来执行应变和剪切应变计算。该应变和剪切应变计算之后是大小为 3 3 且标准差为 1 的简单高斯低通滤波器,即应变和剪切应变场的最小后置滤波。

[0264] 关于示例性成像方法的结果和讨论。

[0265] 示例性仿真结果。

[0266] 在通道轴垂直于波束轴(即横向流)的情况下使用 LA14-5 探头来对 4mm 流通道进行成像。在图 8A-8B 和图 9A-9B 中示出结果得到的应变和剪切应变场的典型示例。图 8A-8B 分别示出 4mm 流通道纵向壁的轴向应变和轴向剪切应变。图 9A-9B 分别示出 4mm 流通道纵向壁的横向应变和横向剪切应变。可以看到表明位移场的表现良好的性质的平滑应变场。同时,可以认识到通道和周围仿组织材料之间的清楚划分。

[0267] 由图 10 中的结果图示所估计的矢量流场的动力学,该图 10 示出对于若干个泵操作循环(即在 ATS 仿真中 4mm 流通道内)的(从由所追踪的通道壁位移计算的通道壁处的轴向分量获得的)周期性通道直径(虚线)和通道中对应平均横向流速(实线)的图。结果清楚地示出所观察流速的准周期性性质以及直径(通道中的压力)和流量之间的相位关系。要注意,流速中的小的负分量就在直径达到其最大值(即通道中的最小压力)之后出现。通道中流体的该“倒退”容易在 B 模式影像中观察到,但是壁运动更不明显地多(<150mm)并且仅在

轴向位移场中看到。

[0268] 图 11 图示横向流沿着成像束轴(在横向距离 -3.2mm 处)的动力学行为。可以看到,横向位移场的平滑、表现良好的性质与图 10 中示出的准周期性图案一致。要注意,对图 11 示出的结果进行微小处理,即流体和周围组织的矢量位移估计的连续性和高 SNR 是适当地应用相位耦合的 2D 斑点追踪方法的直接结果。

[0269] *活体实验。*

[0270] 使用 LA14-5 探头以 111fps 来对健康志愿者的颈动脉的分段进行了成像。如在该仿真情况中那样,轴向和横向位移场在整个感兴趣的区域上是相接的并且被允许计算图 12A-12B 和 13A-13B 中示出的应变和剪切应变场的计算。图 12A-12B 分别示出颈动脉纵向管壁的轴向应变和轴向剪切应变。图 13A-13B 分别示出颈动脉纵向管壁的横向应变和横向剪切应变。可以在轴向应变和横向剪切应变图像中看到血管和壁/血管周组织之间的清楚划分。此外,可以从轴向剪切应变和横向应变图像认识到脉动效应。这些结果表明矢量运动场(轴向和横向)的可靠估计以及它们在获得实际应变和剪切应变场中的效用。

[0271] 最后,我们示出健康志愿者的颈动脉周围的应变场的横截面视图。在图 14A-14B 以及图 15A-15B 中分别示出轴向和横向方向上的应变和剪切应变。图 14A-14B 分别示出颈动脉横截面管壁的轴向应变和轴向剪切应变。图 15A-15B 分别示出颈动脉横截面管壁的横向应变和横向剪切应变。检查图 14A-14B,可以观察到轴向方向上的运动在壁处产生轴向方向上的应变(图 14A)以及横向方向的剪切分量(图 14B)。在这种情况下应变的方向描绘扩张的血管。类似地,横向方向上的运动产生横向方向上的应变(图 15A)以及轴向方向的剪切分量(如图 15B 中那样)。应变和剪切应变场的影像已清楚地示出壁运动的动力学(这在本申请中不可存在)。除了壁动力学之外,应变图像提供了一种识别血管在轴向方向和横向方向上的边界的工具。通常难以从 B 模式图像确定血管在轴向方向和横向方向上的边界。

[0272] 作为该示例的结果,健康志愿者的颈动脉活体成像和流仿真已经在实验上表明一种用于对流通道的应变场和位移进行成像的方法。结果示出,在足够高帧速率的情况下,斑点追踪方法产生了对通道中的流量和组织运动二者的表现良好的位移估计。这些位移场非常适合于利用最小滤波的应变和剪切应变计算。此外,已经表明在该仿真实验中流速和压力的时间波形遵循滚压式泵的周期性运动。此外,通道中轴向壁位移(指示压力)和平均横向流速具有清楚的相位关系。这指示所使用的方法在获得适合于用于脉管力学的固流界面建模的全动力学运动场中是有用的。

[0273] 已经整体合并所有专利、专利文档以及这里引用的参考文献,就像单独合并每一个一样。已经参考说明性实施例提供了本公开,并且不意味着以限制的意义来解释本公开。如先前所述的那样,本领域技术人员将会认识到其他各种说明性应用可以使用这里描述的技术以便利用这里所述的装置和方法的有益特征。参考该说明之后,说明性实施例的各种修改以及本公开的附加实施例将变得显而易见。

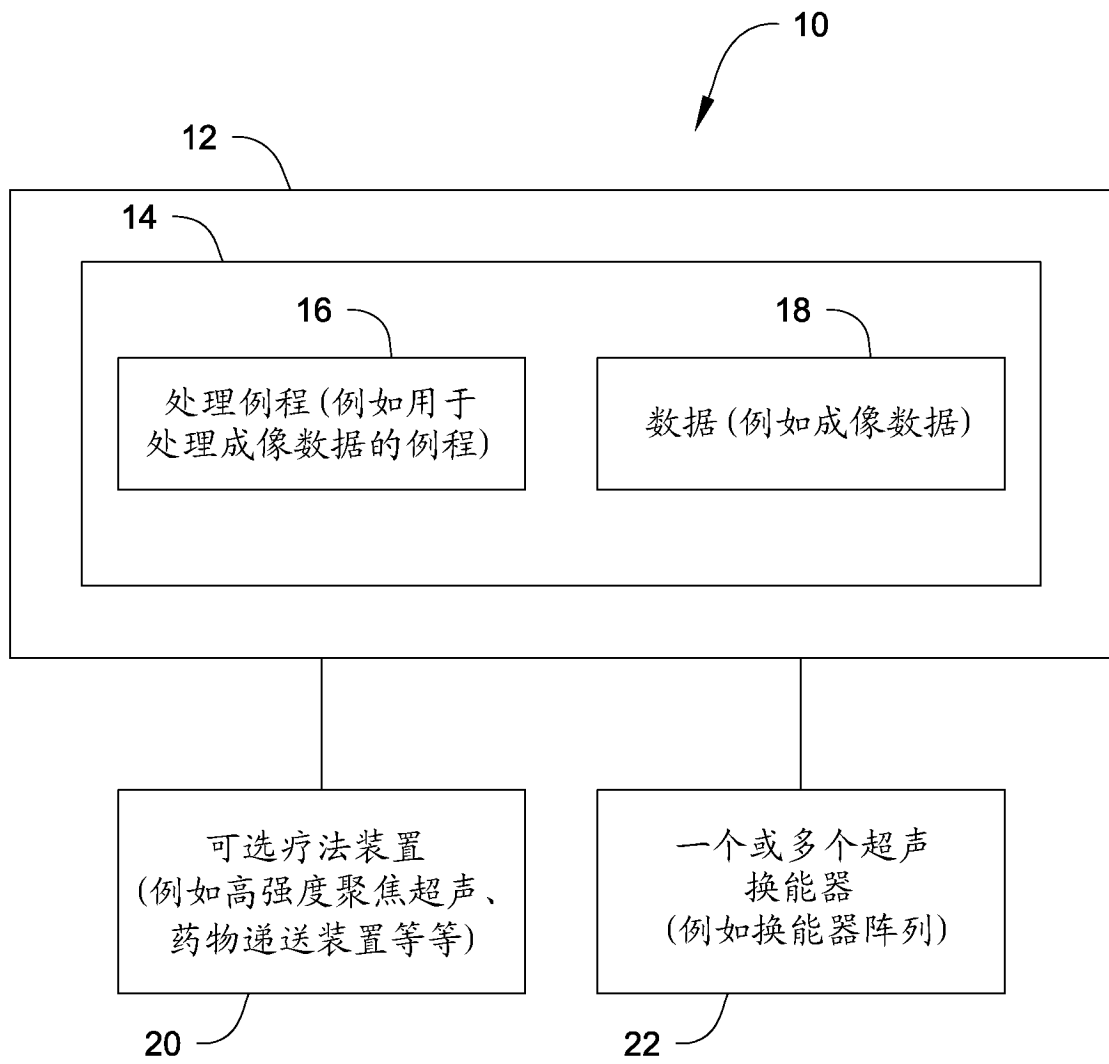


图 1

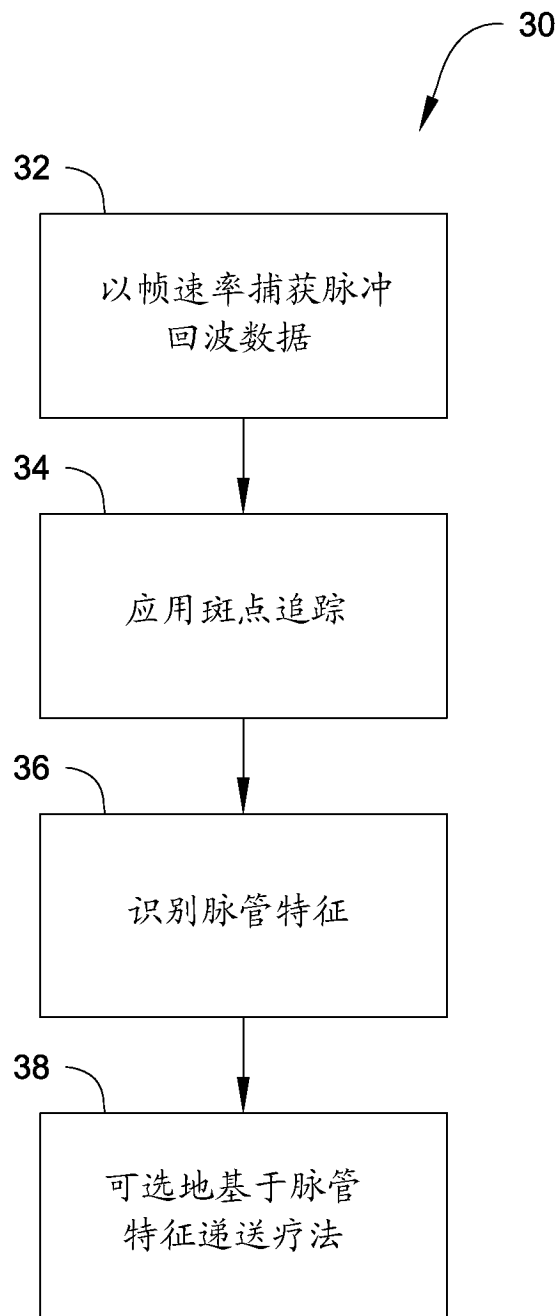


图 2

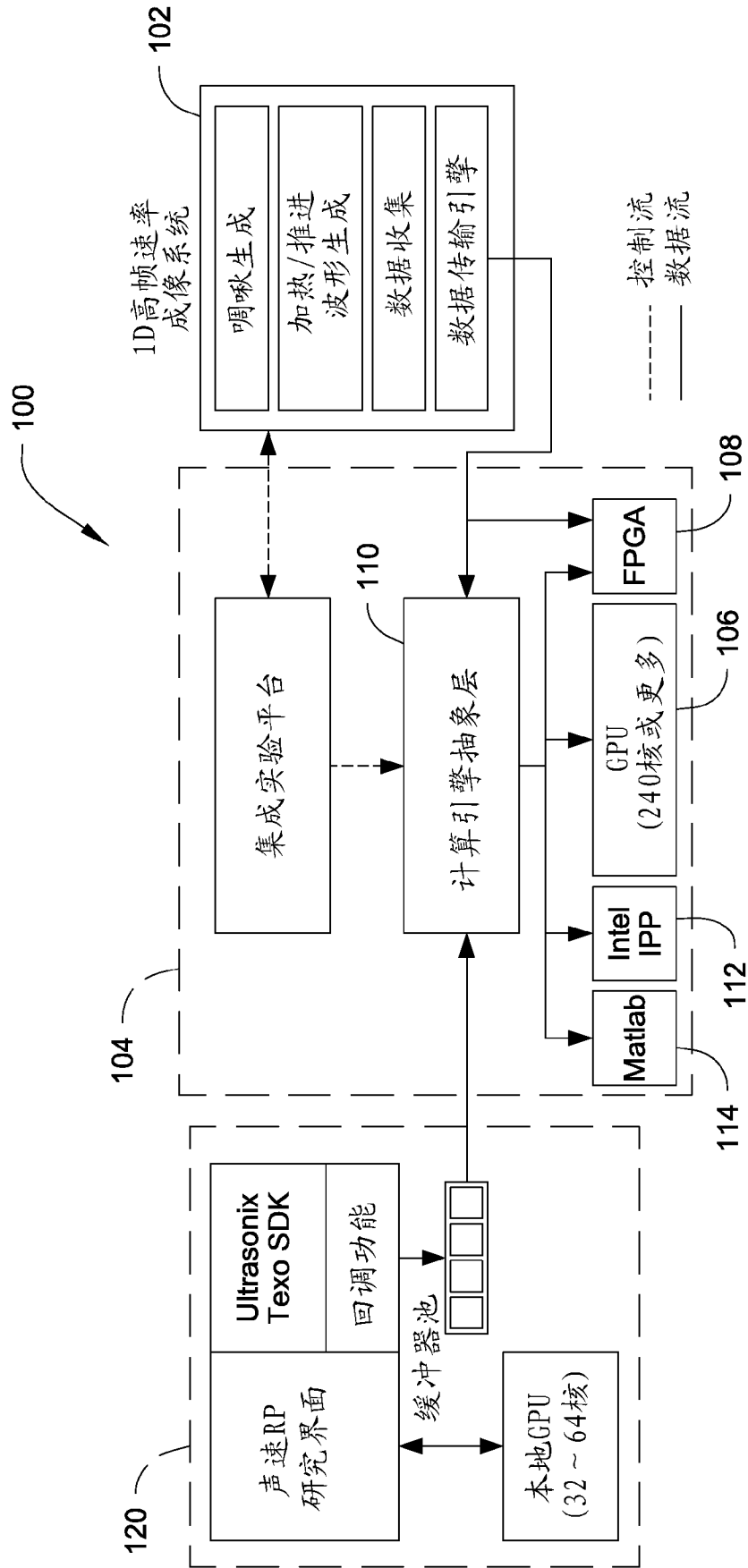


图 3

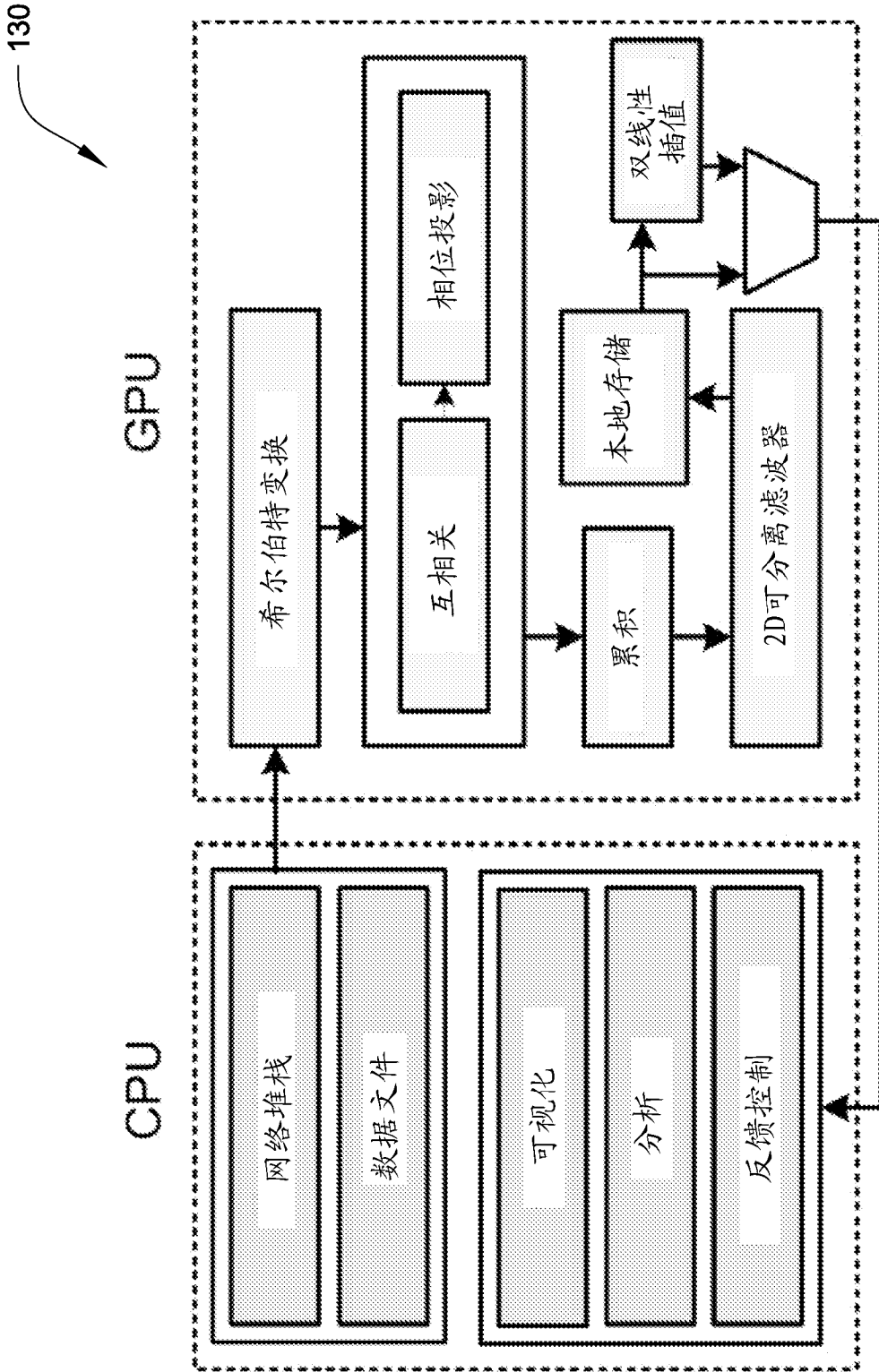


图 4

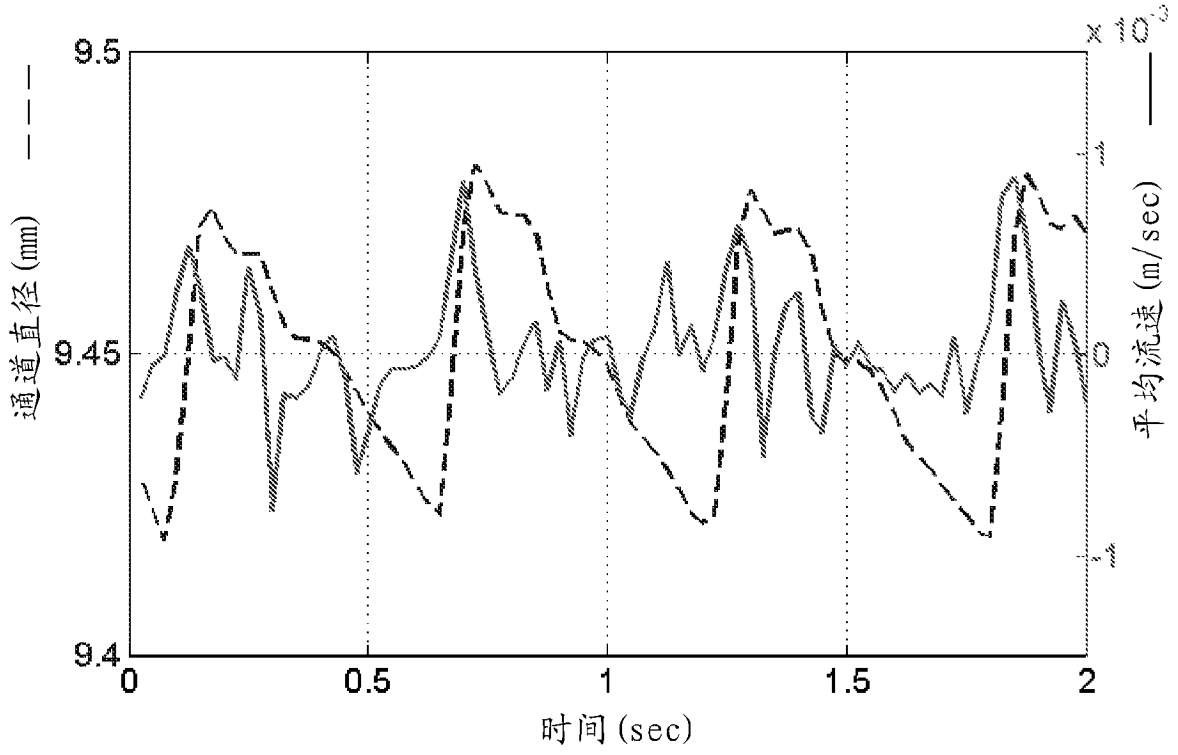


图 5A

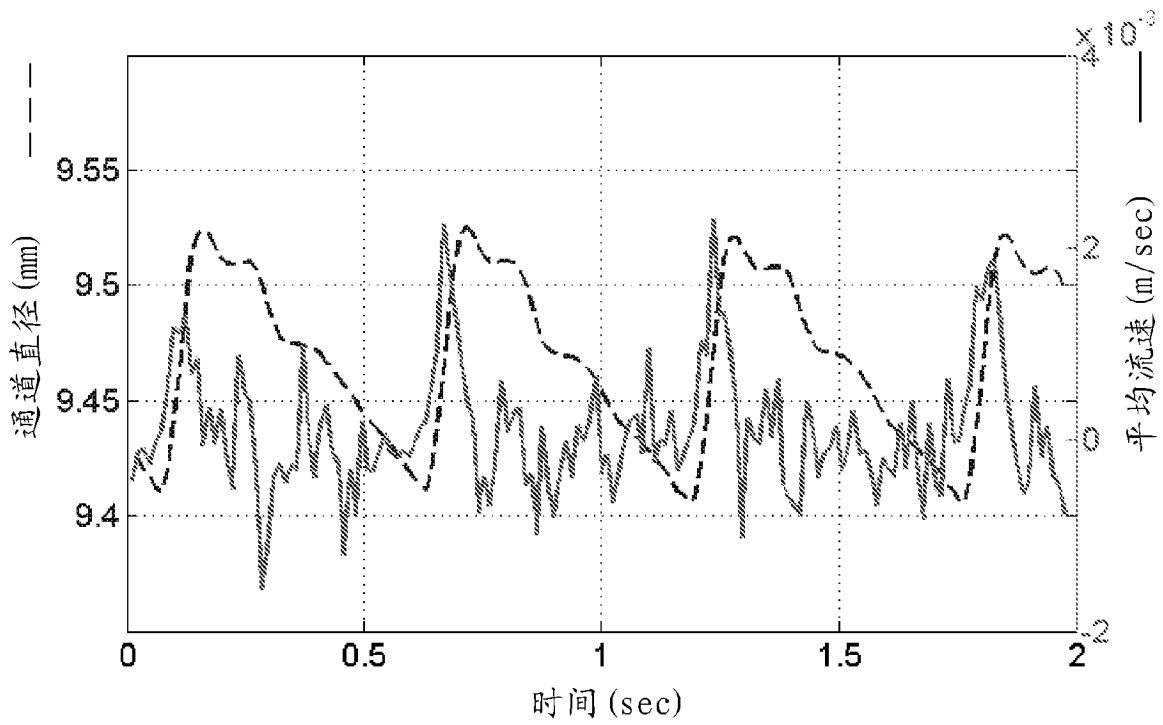


图 5B

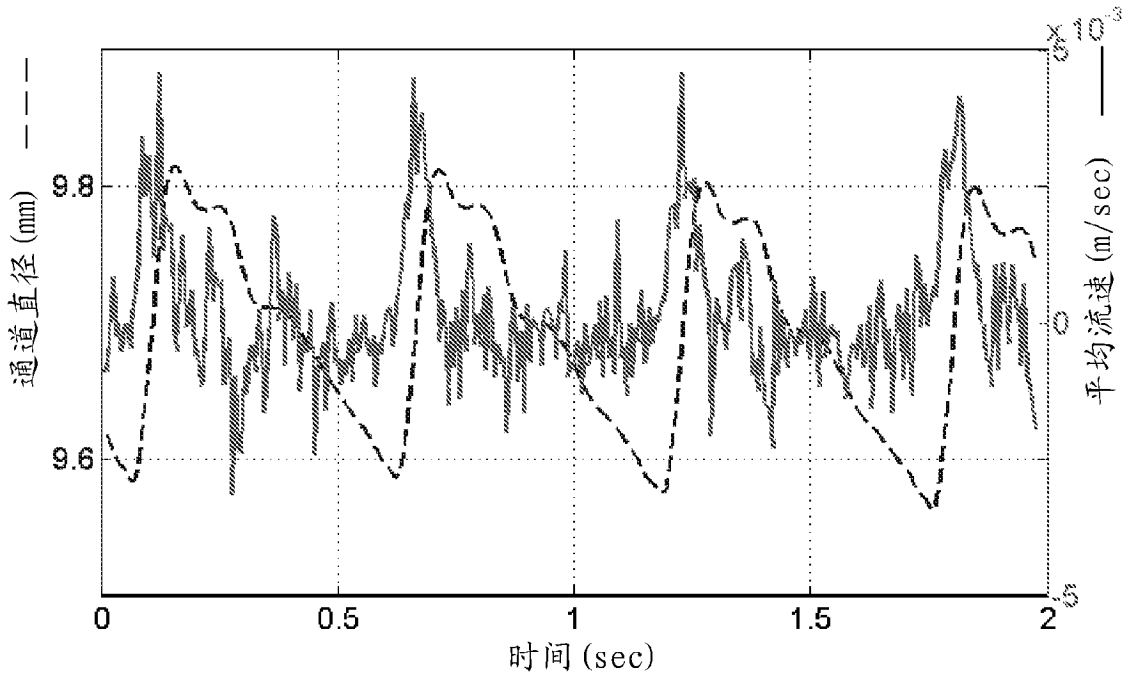


图 5C

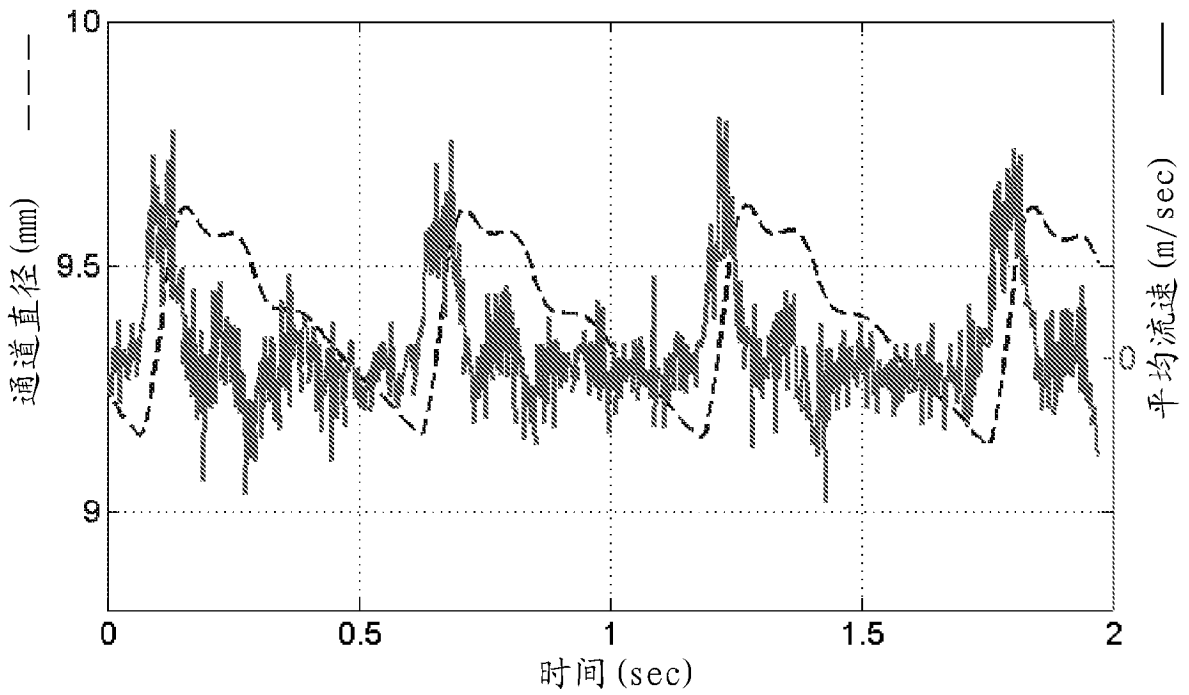


图 5D

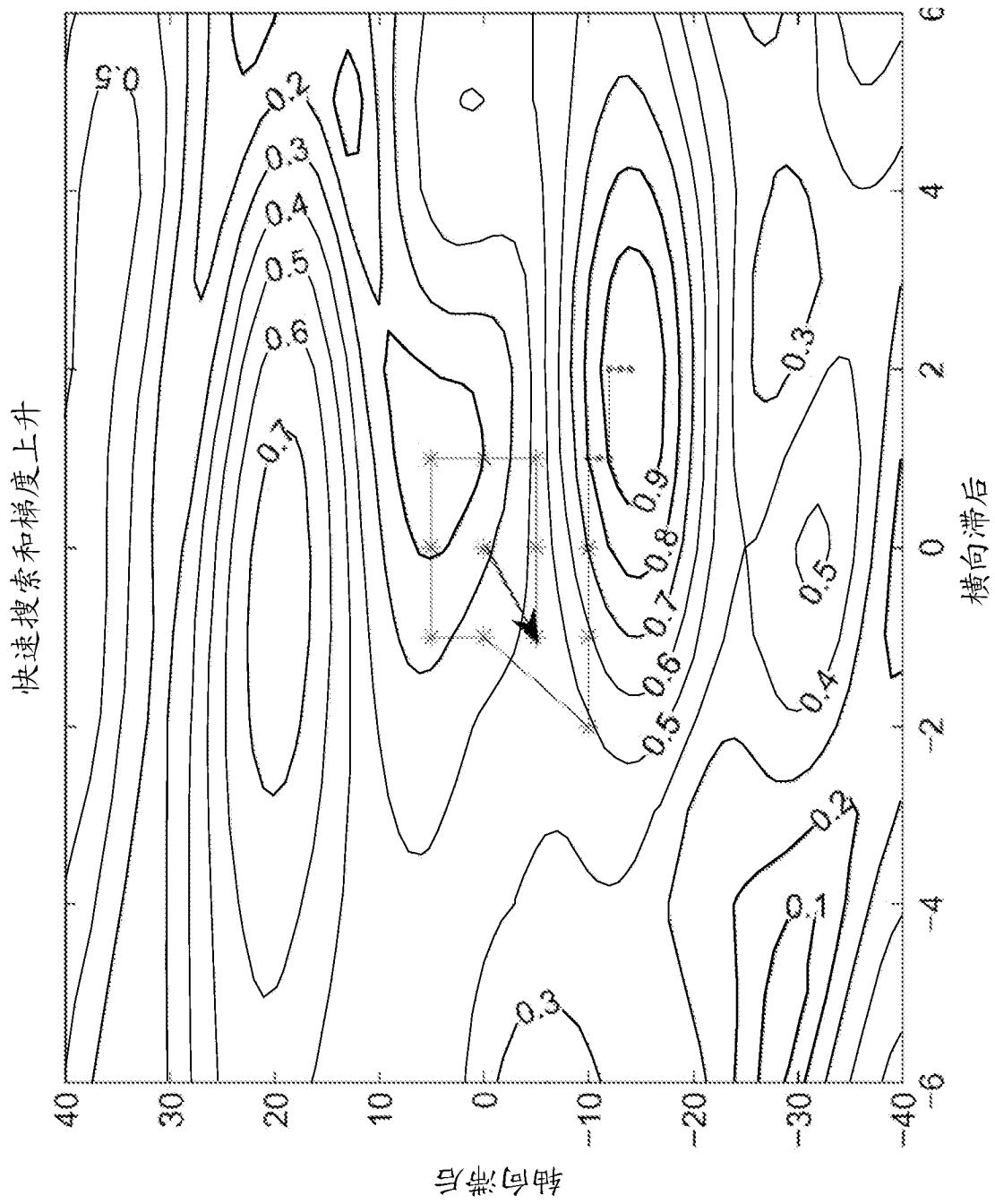


图 6A

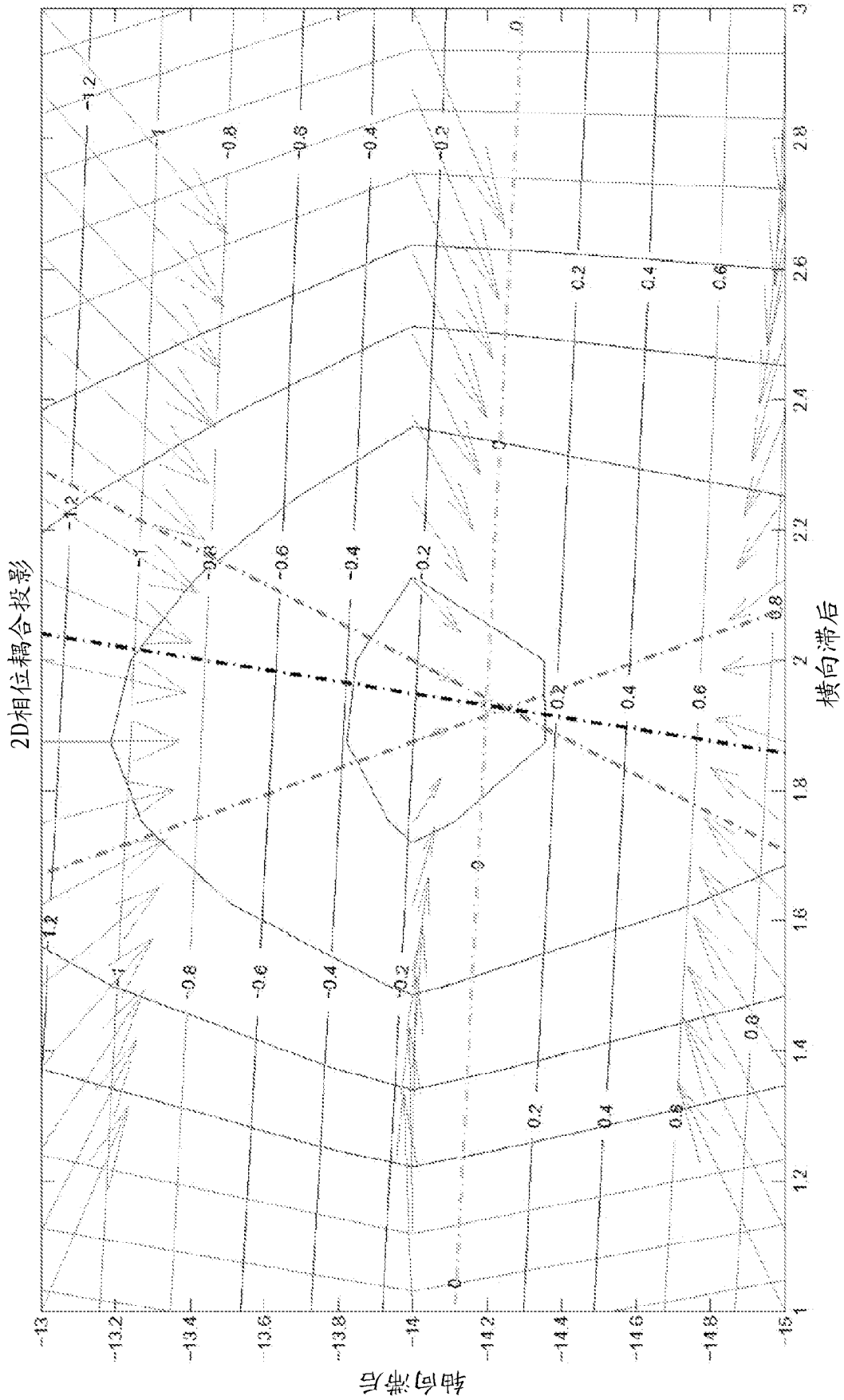


图 6B

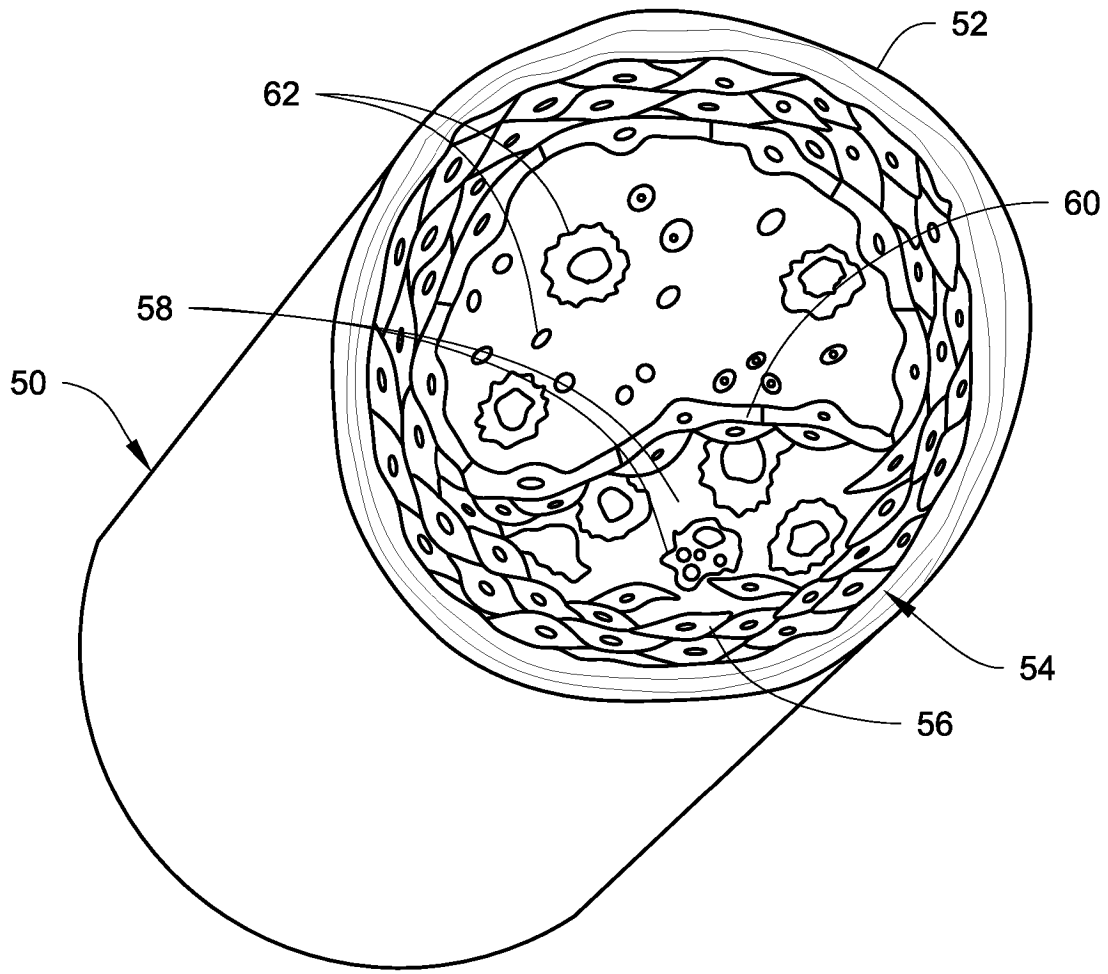


图 7

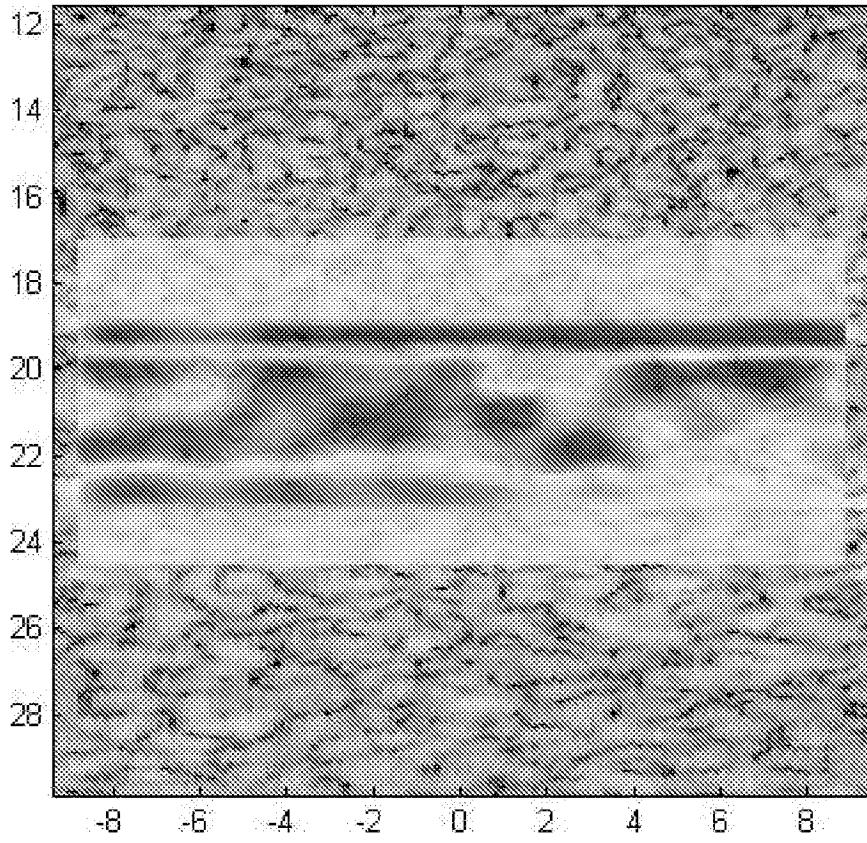


图 8A

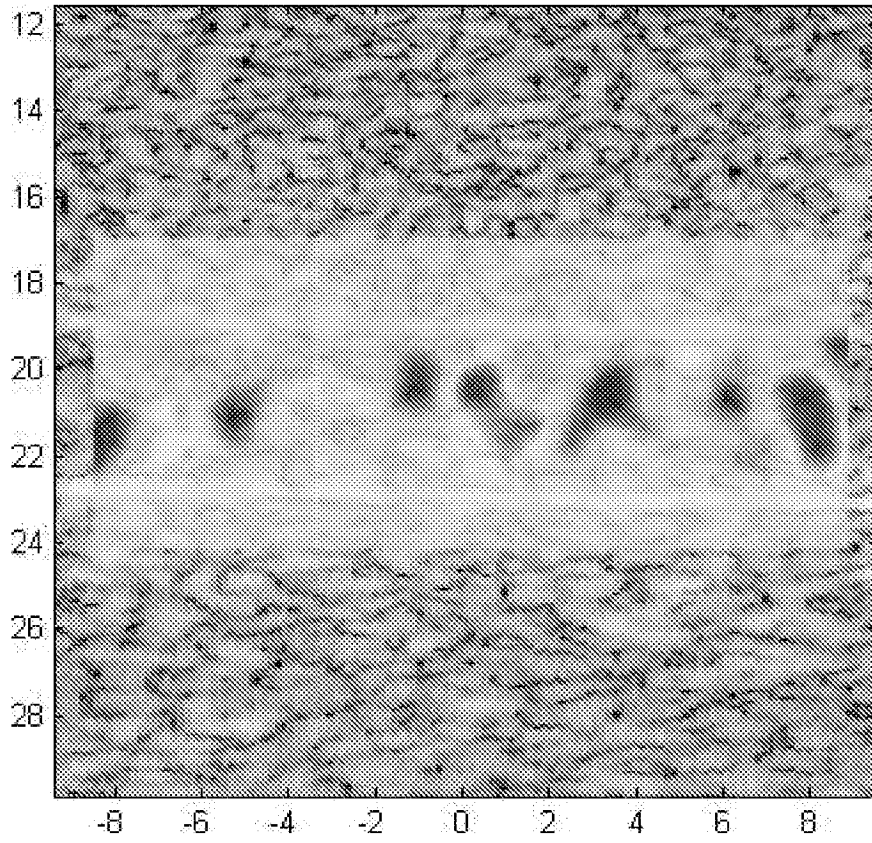


图 8B

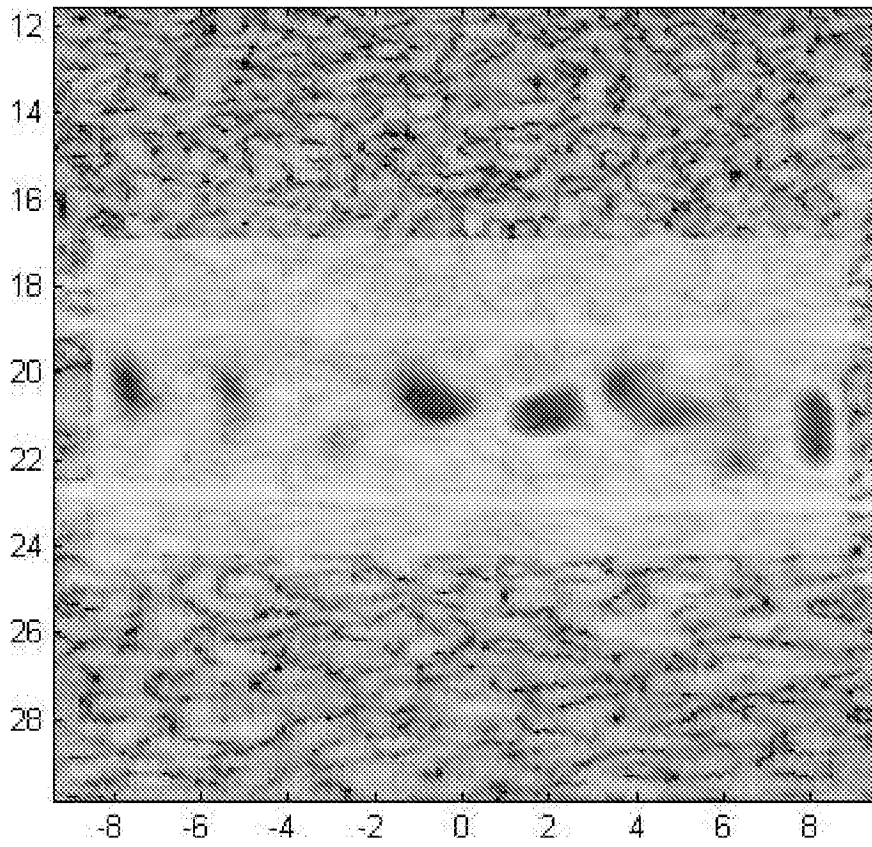


图 9A

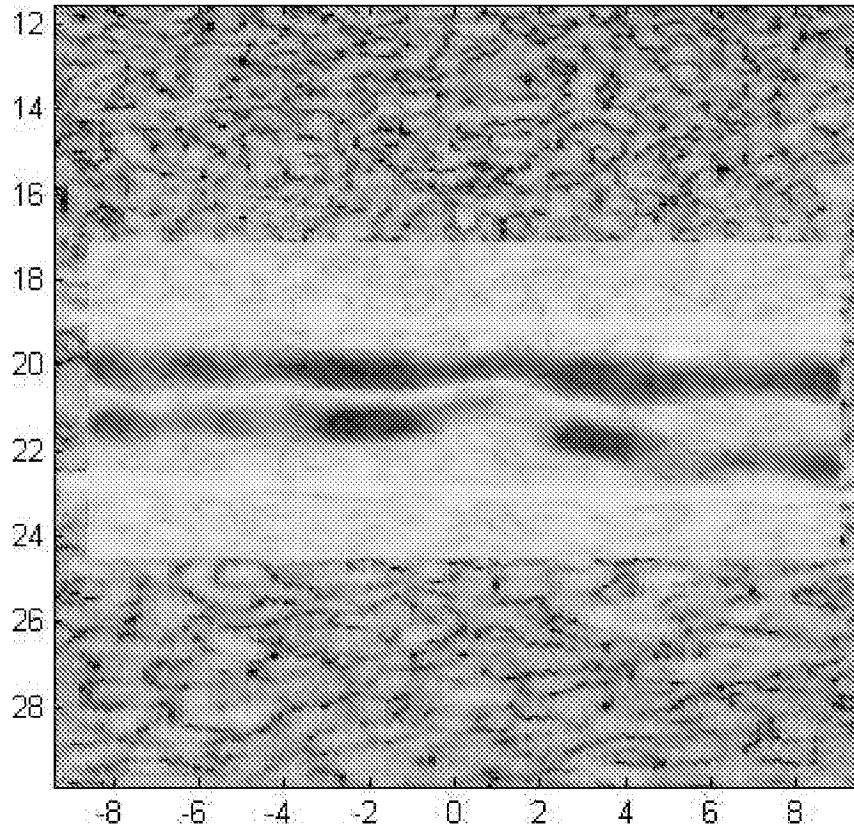


图 9B

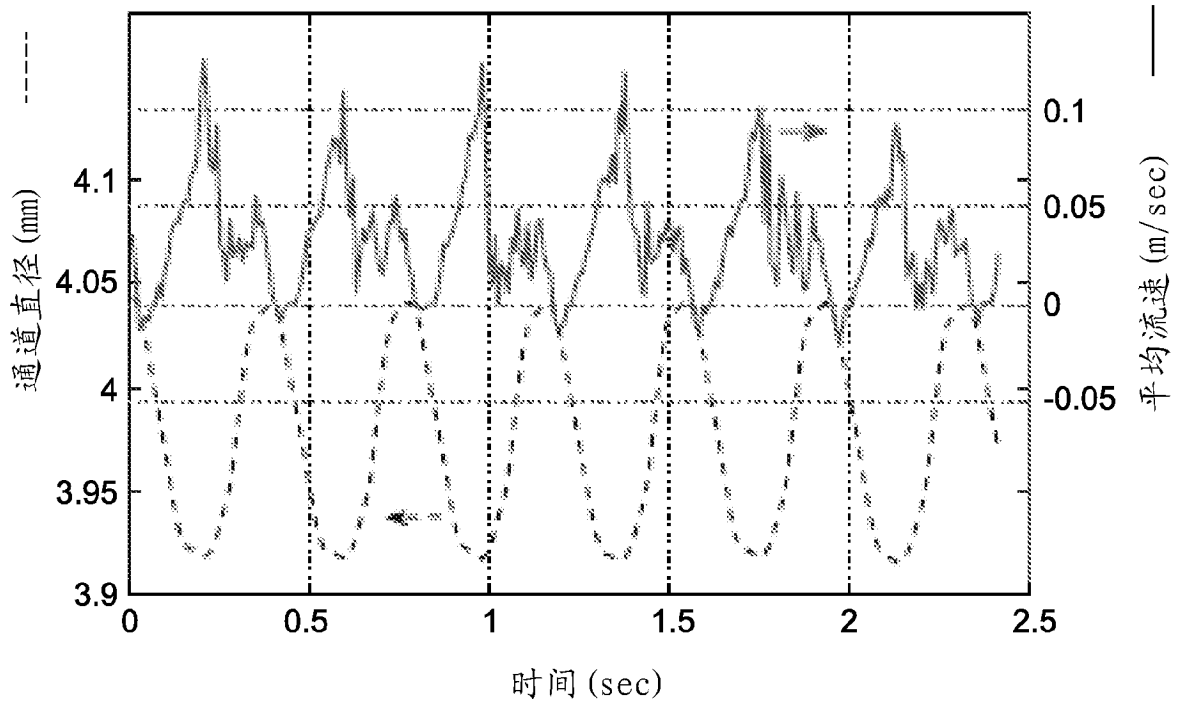


图 10

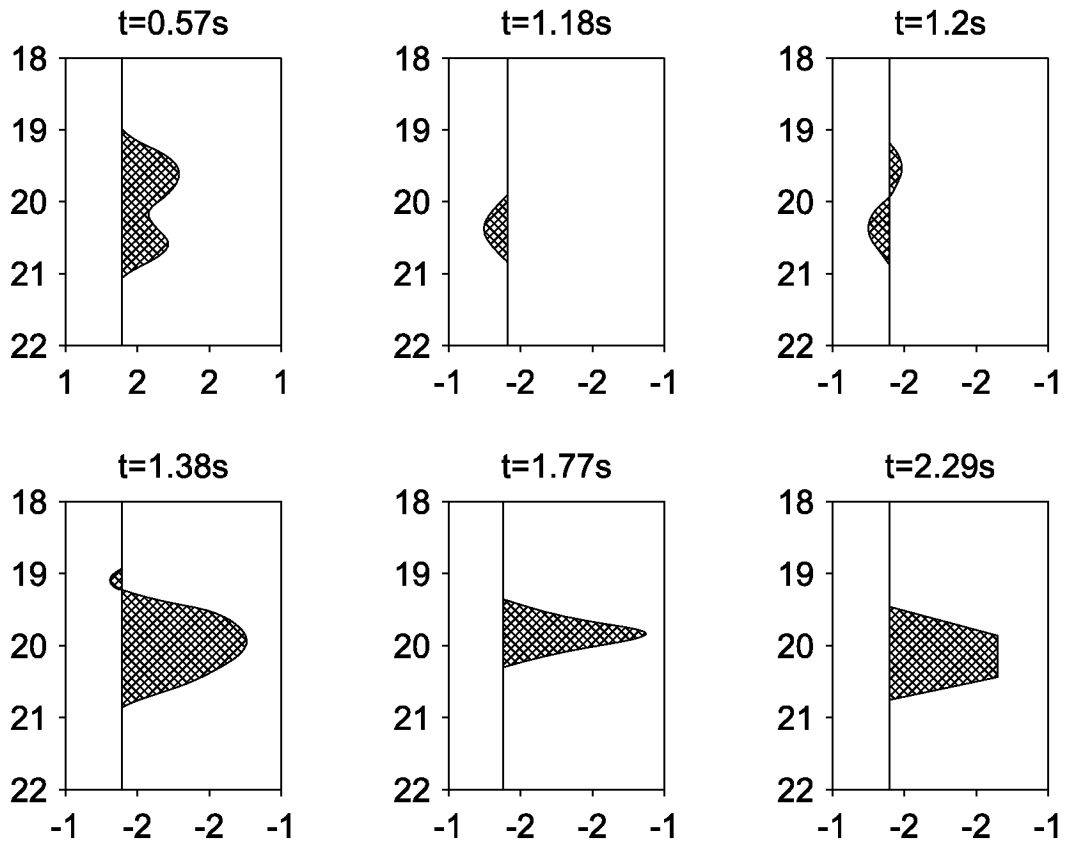


图 11

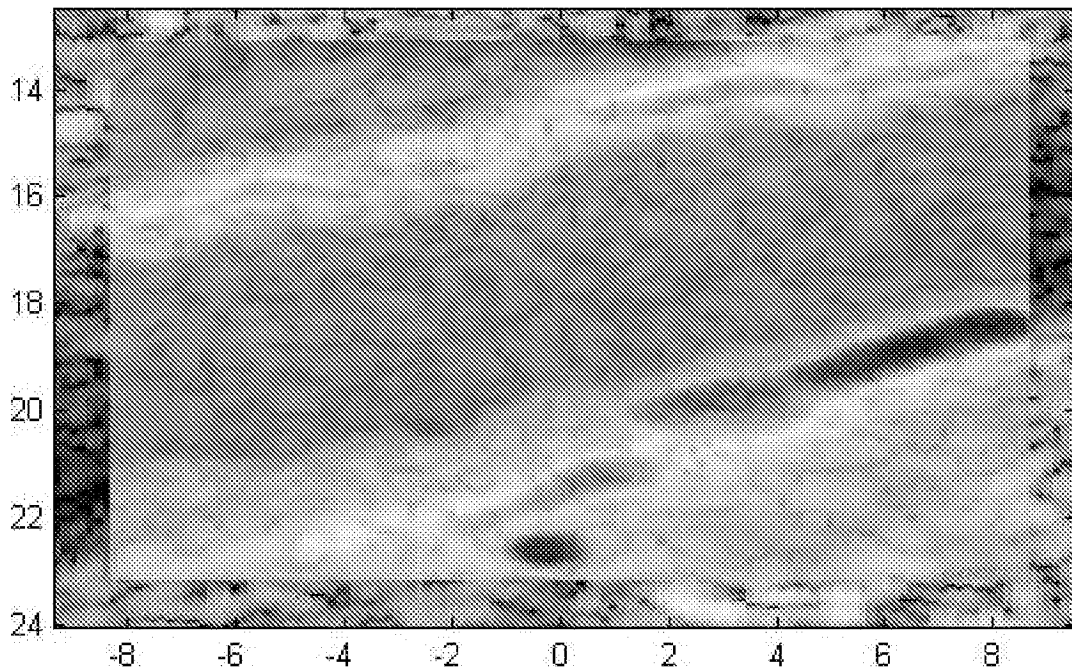


图 12A

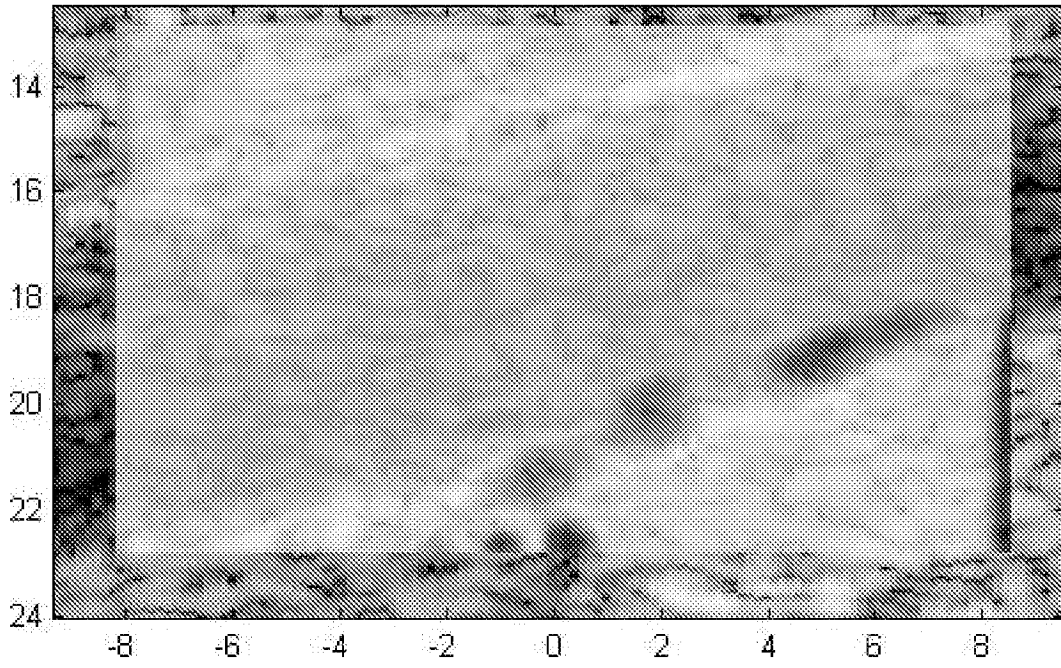


图 12B

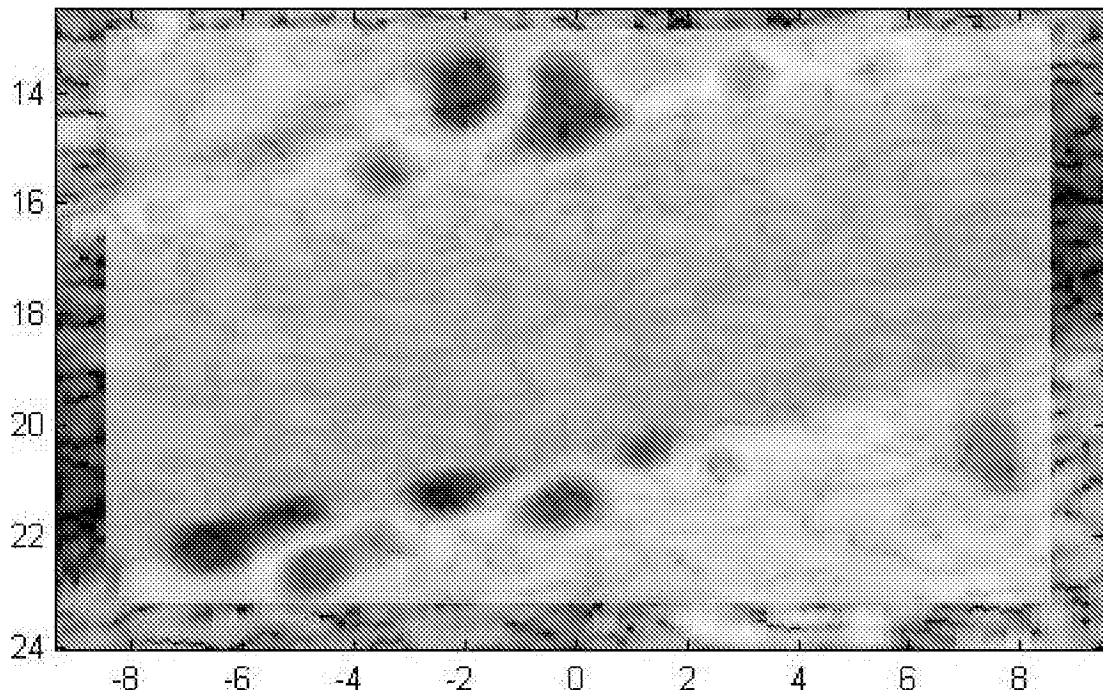


图 13A

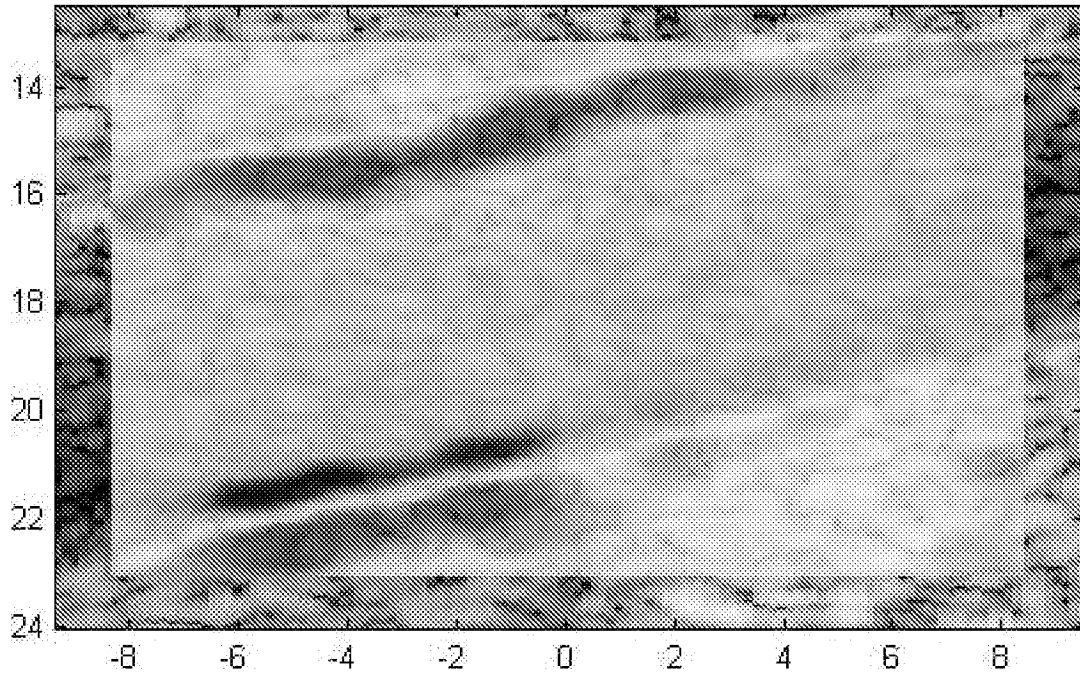


图 13B

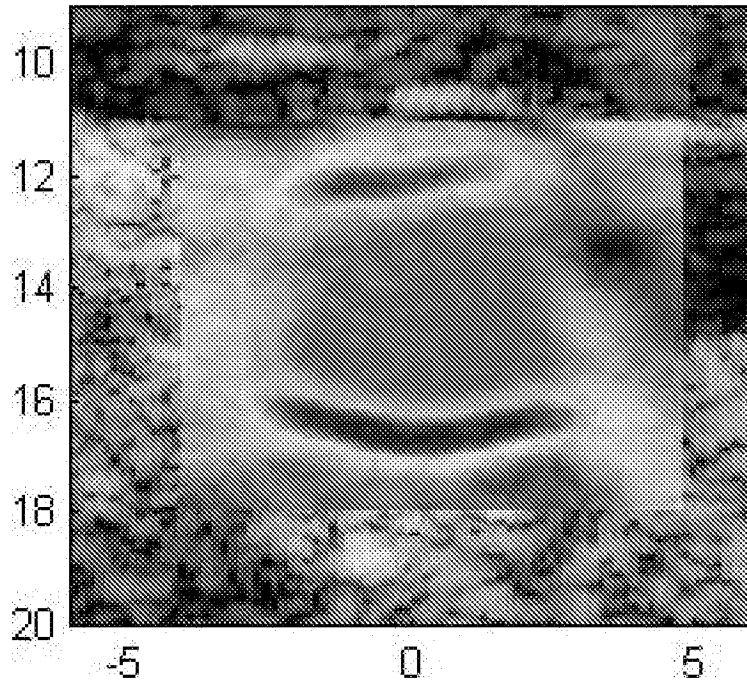


图 14A

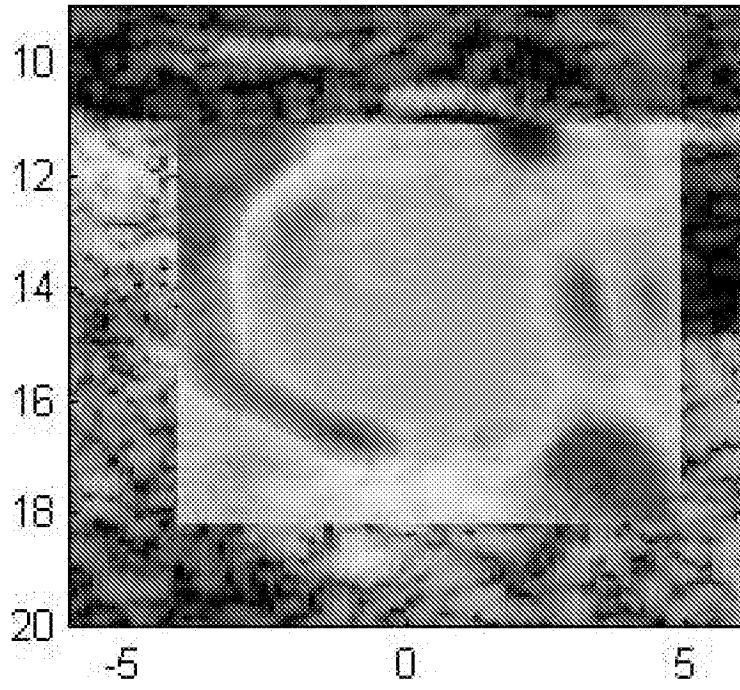


图 14B

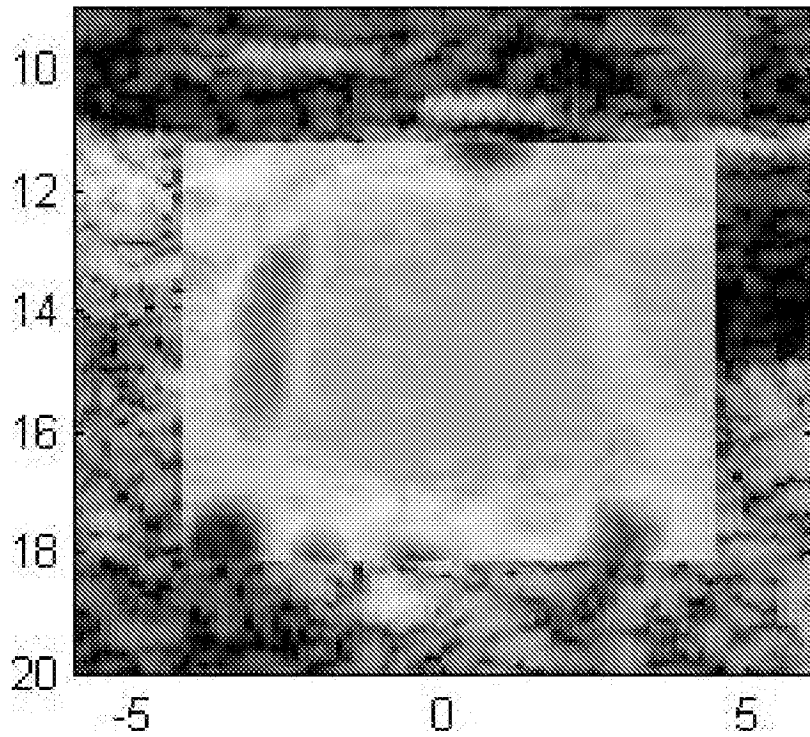


图 15A

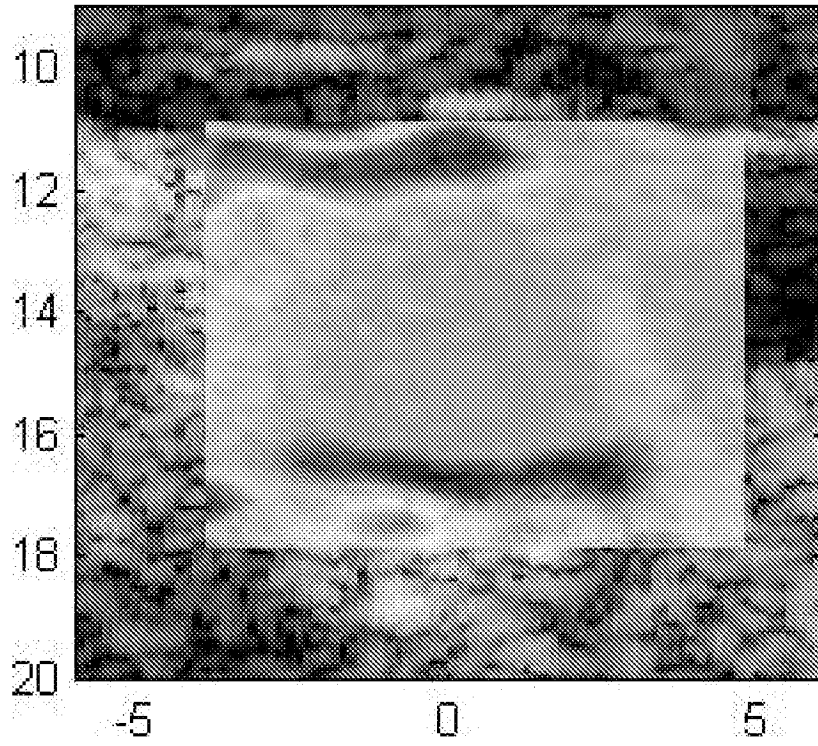


图 15B

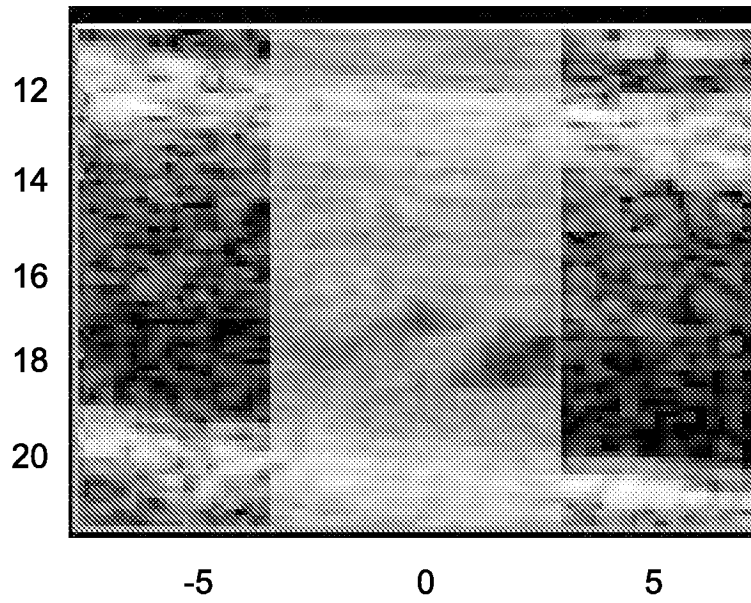


图 16A

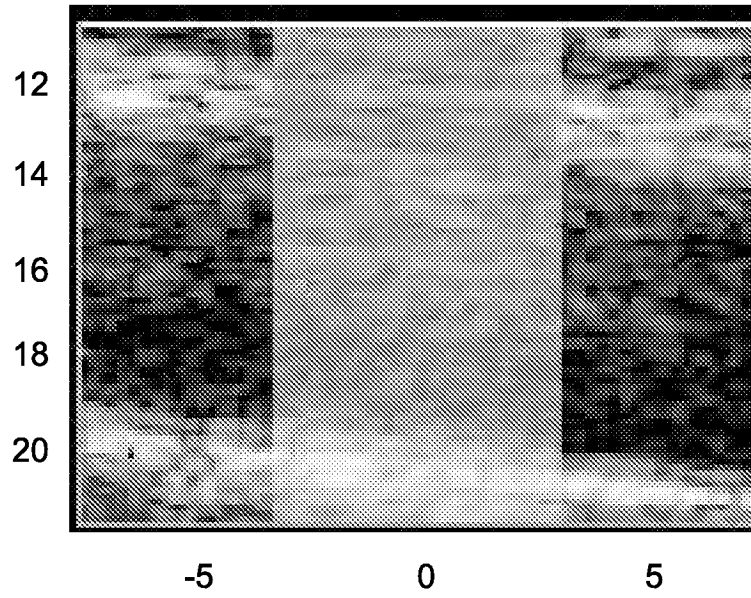


图 16B

空间-时间回波

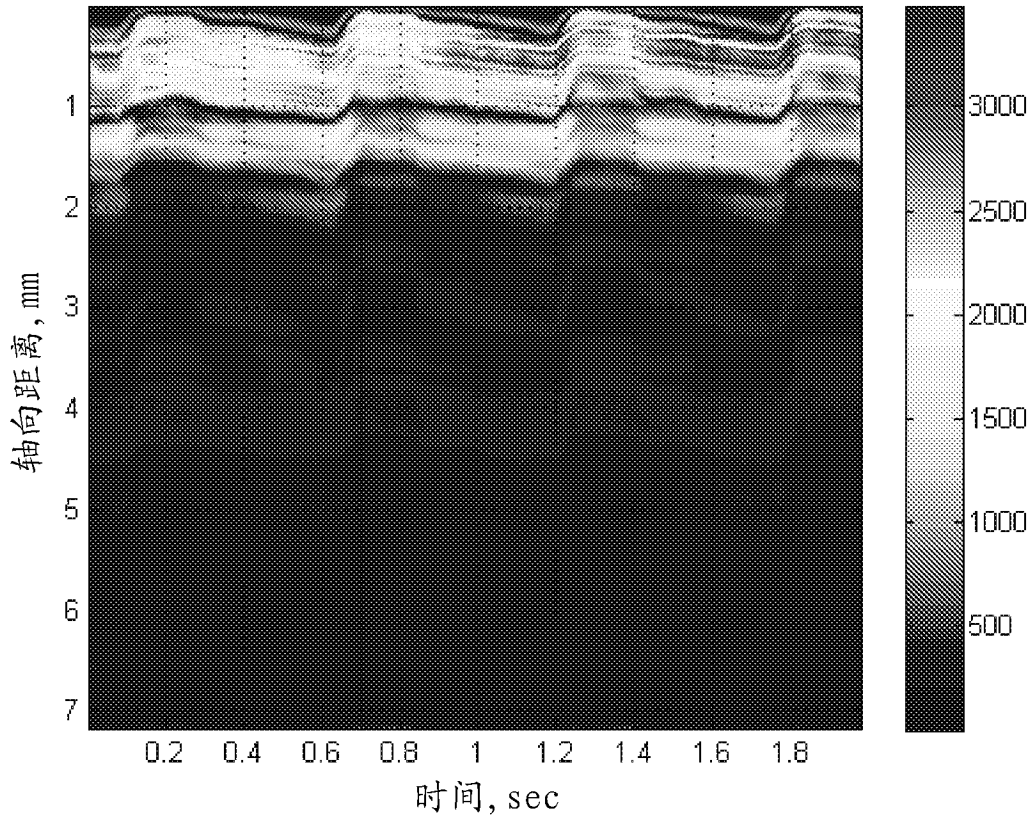


图 17A

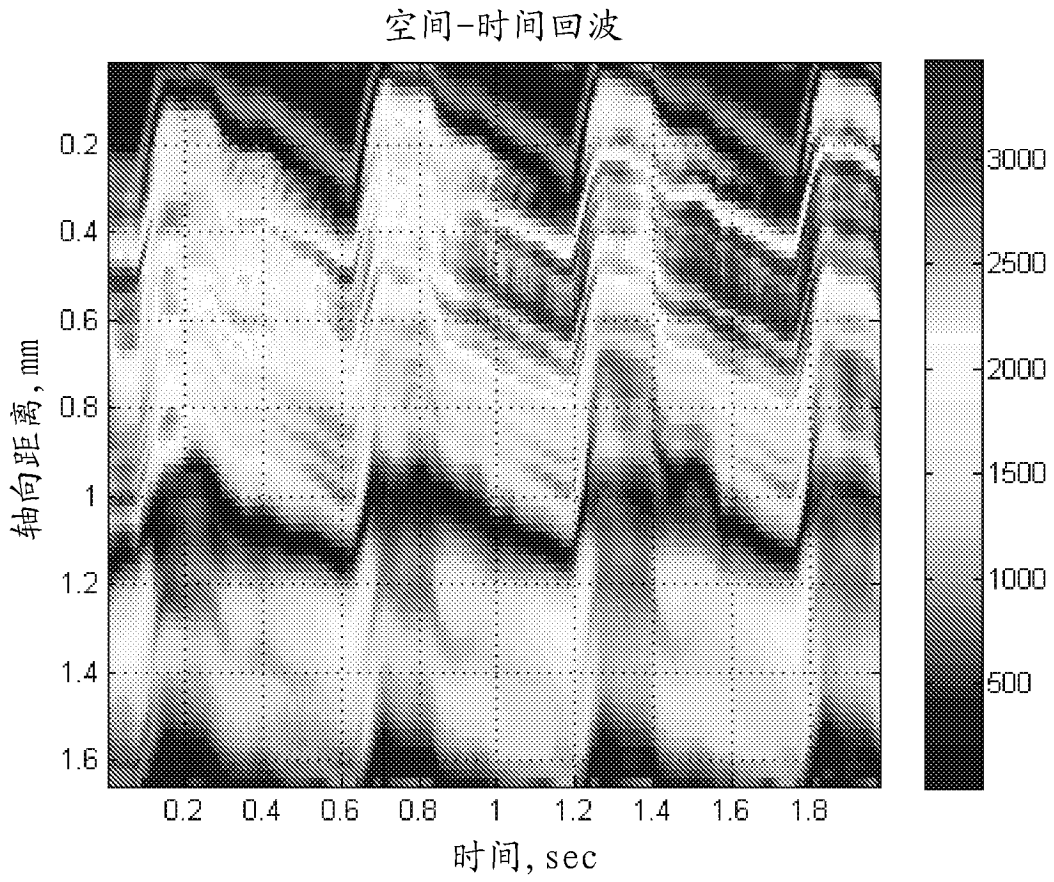


图 17B

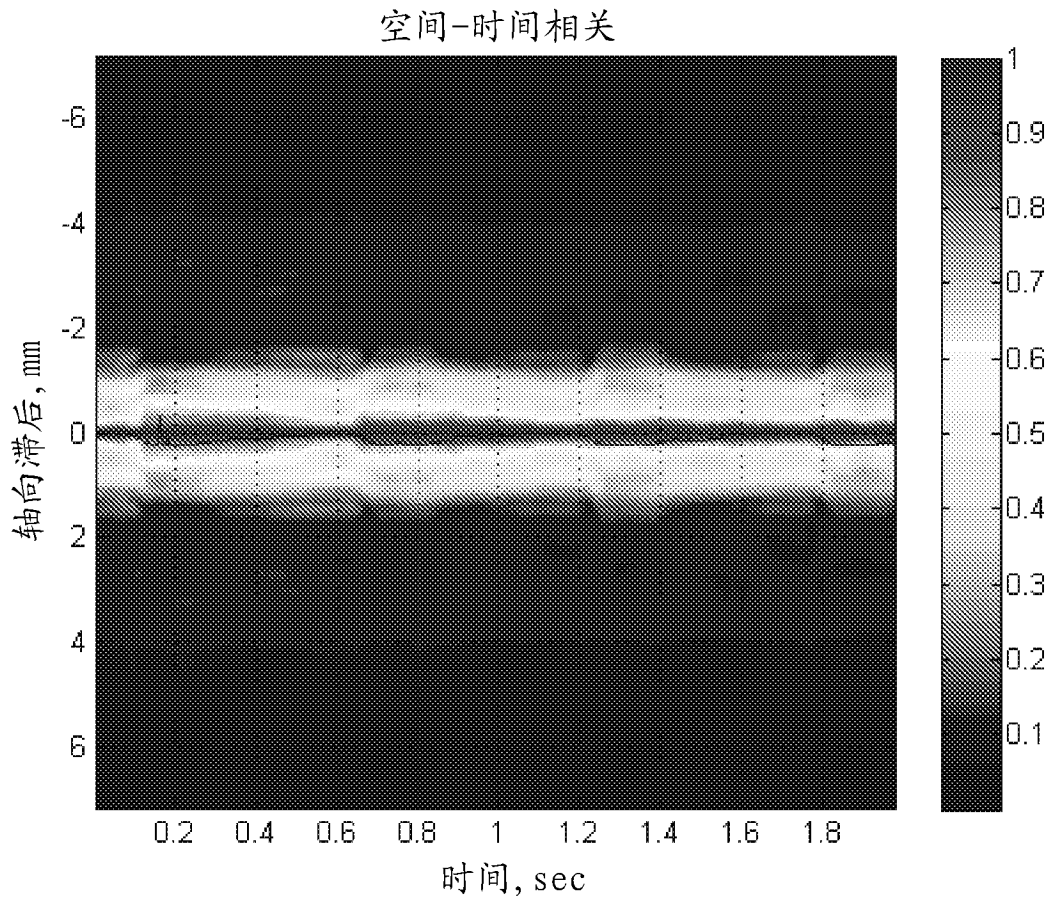


图 18A

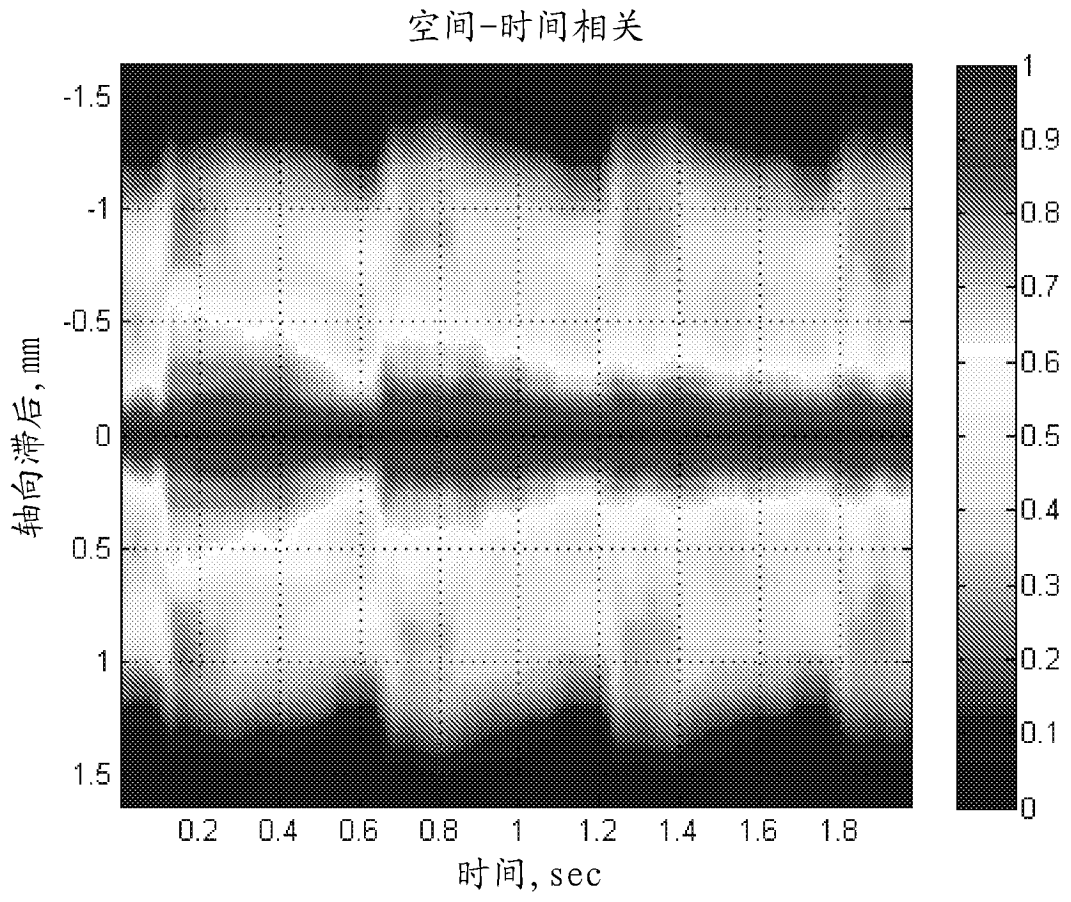


图 18B

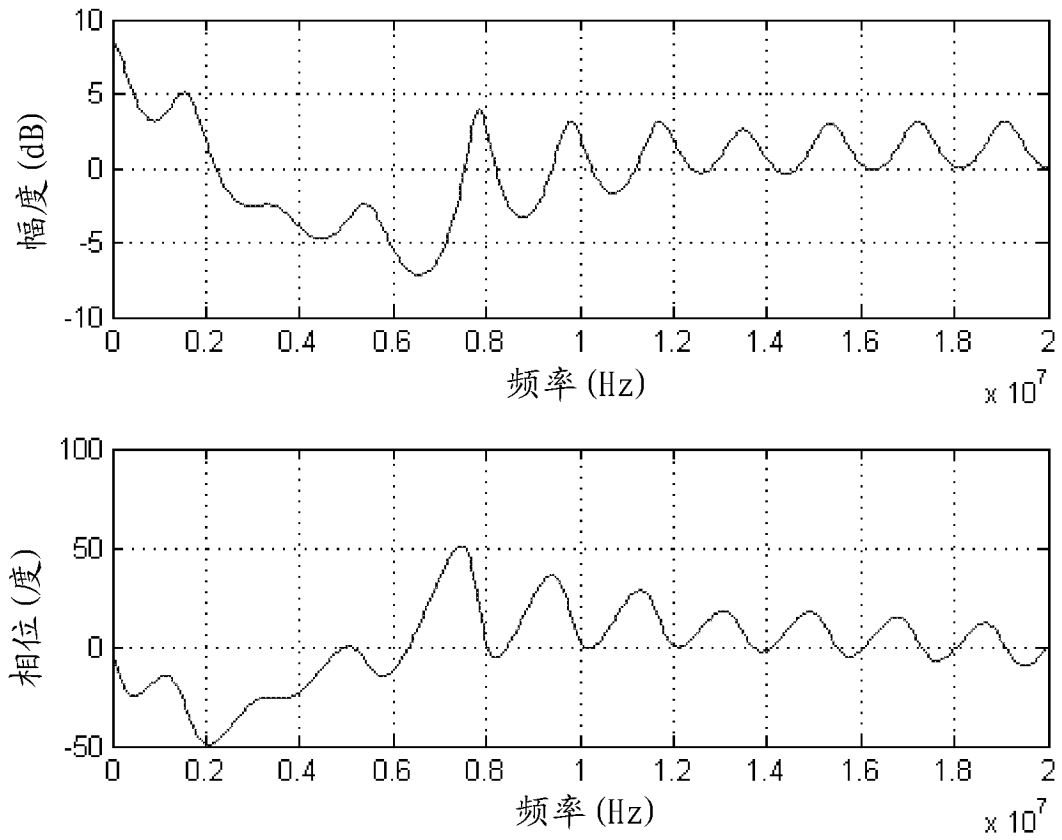


图 19A

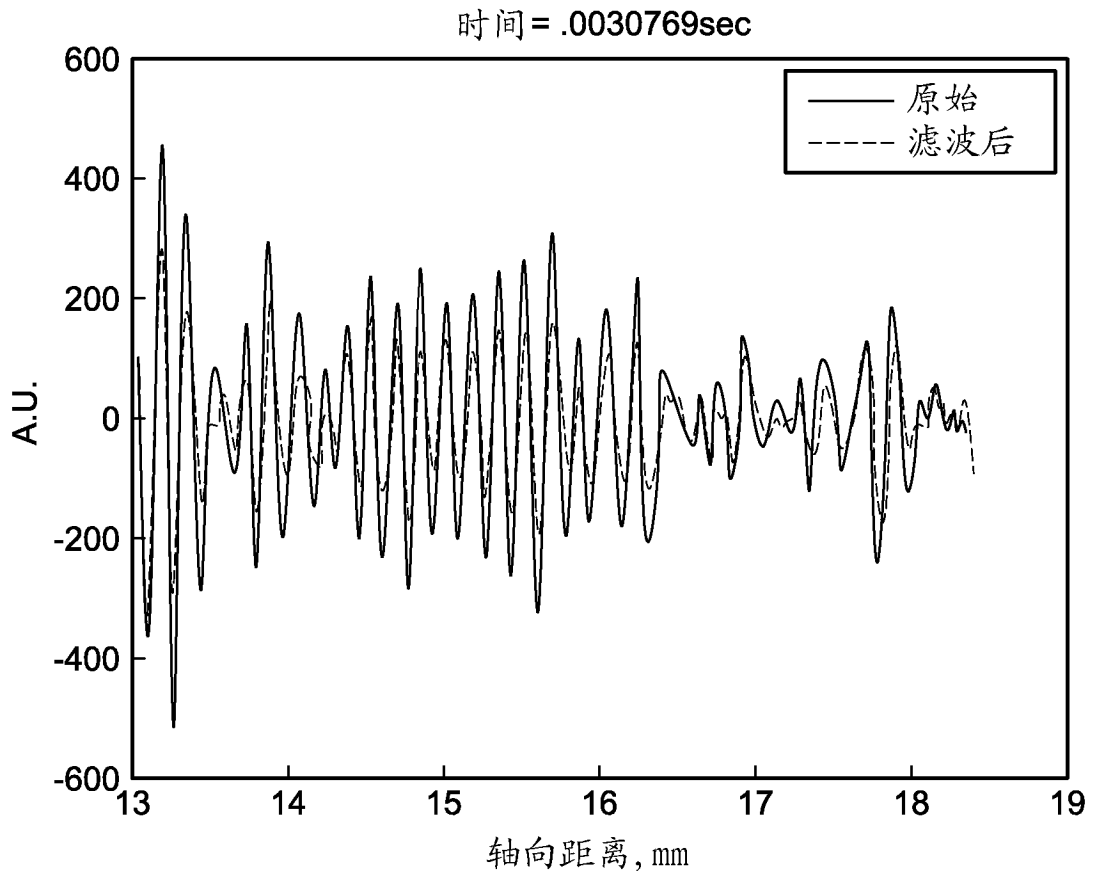


图 19B

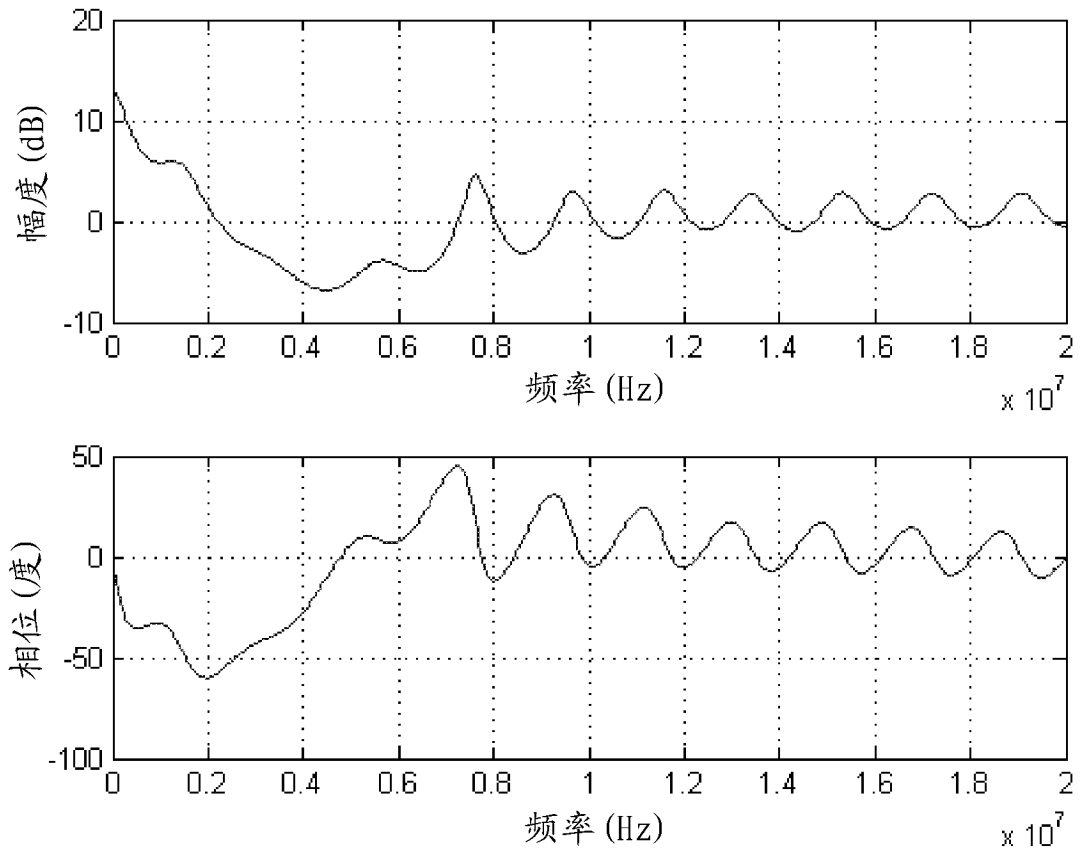


图 19C

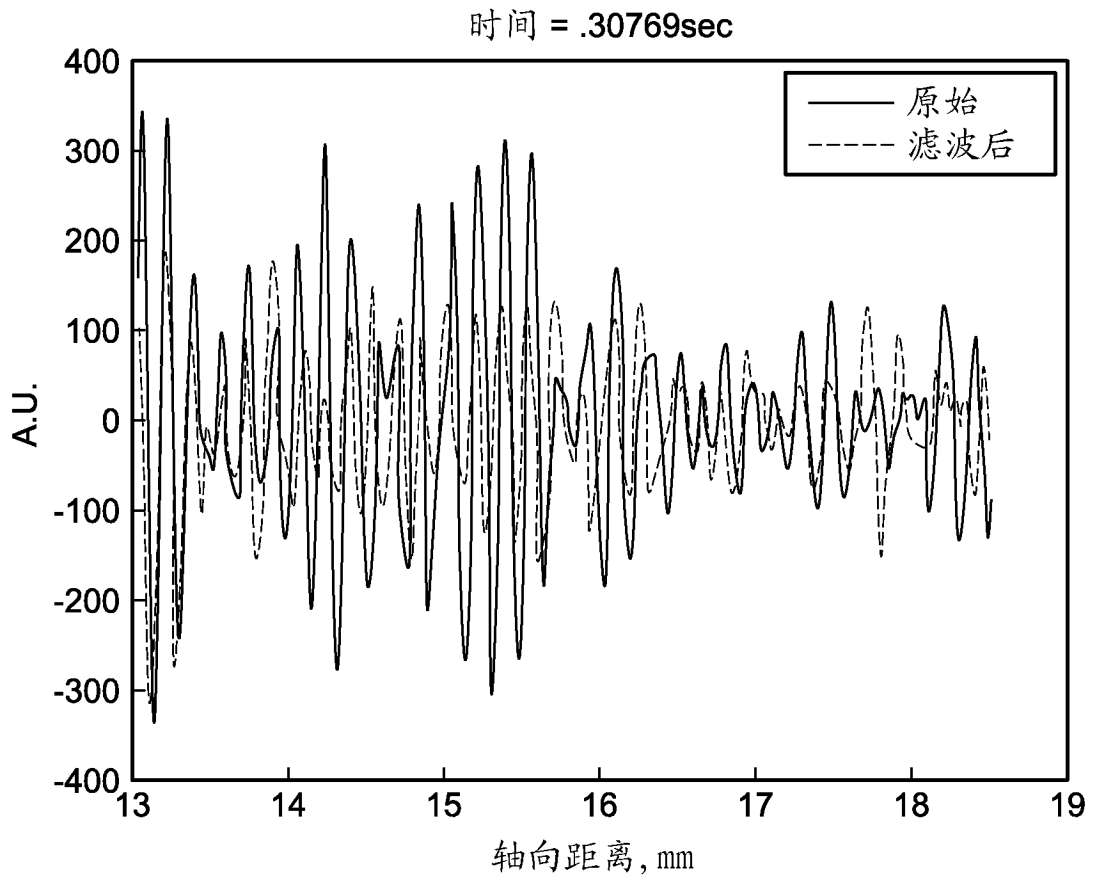


图 19D

专利名称(译)	使用超声成像的脉管表征		
公开(公告)号	<a href="#">CN103747742B</a>	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	CN201280028868.1	申请日	2012-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	明尼苏达大学		
申请(专利权)人(译)	明尼苏达大学评议会		
当前申请(专利权)人(译)	明尼苏达大学评议会		
[标]发明人	E S 埃比尼 刘大龙 万娅芸 A J 卡斯珀		
发明人	E.S.埃比尼 刘大龙 万娅芸 A.J.卡斯珀		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
代理人(译)	马红梅 胡莉莉		
优先权	61/475550 2011-04-14 US		
其他公开文献	CN103747742A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声方法和/或系统提供了对管壁运动和血流量二者的运动跟踪（例如，与高帧速率超声脉冲回波数据的使用一起，并且可以同时追踪壁运动和流量二者的斑点追踪）。

