



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111374709 A
(43)申请公布日 2020.07.07

(21)申请号 201811611418.0

(22)申请日 2018.12.27

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层

(72)发明人 朱磊 杜宜纲 桑茂栋 李勇

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕 彭家恩

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

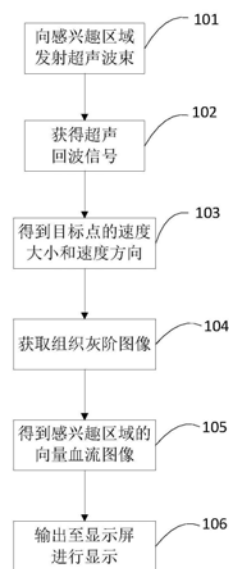
权利要求书4页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

一种超声血流成像方法及系统

(57)摘要

一种超声血流成像方法及其系统,该方法包括:控制超声探头向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束,超声造影剂在感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡;接收由感兴趣区域返回的超声波束的回波,获得超声回波信号;对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向;获取被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像;在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向,得到感兴趣区域的向量血流图像;输出向量血流图像至显示屏进行显示。本发明利用造影剂微泡对超声波束形成的强反射,使得通过该方法能够计算血流信号微弱的中小血管的血流速度。



1. 一种超声血流成像方法,其特征在于包括:

控制超声探头向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束,超声造影剂在所述感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡;

接收由感兴趣区域返回的超声波束的回波,获得超声回波信号;所述超声回波信号包括基于感兴趣区域内的多个微泡返回的超声波束的回波得到的微泡回波信号;

对所述超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向;

获取所述被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像;

在所述组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示所述目标点的速度大小和速度方向,得到感兴趣区域的向量血流图像;

输出所述向量血流图像至显示屏进行显示。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述向量血流图像包括动态血流图像,所述动态血流图像包括至少一个由所述预设的图形元素形成的、随时间行进的标识流,所述标识流反映血流的速度大小和方向。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述动态血流图像通过以下步骤生成:

在组织灰阶图像上确定前一时刻的标识位置;

获取前一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向;

将前一时刻的血流标识标记在前一时刻的标识位置上,所述前一时刻的血流标识由预设的图形元素按照前一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到;

根据前一时刻的血流标识确定后一时刻的标识位置;

获取后一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向;

将后一时刻的血流标识标记在后一时刻的标识位置上,所述后一时刻的血流标识由预设的图形元素按照后一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述后一时刻的标识位置为前一时刻的血流标识标记结束的位置。

5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述向量血流图像包括静态血流图像,所述静态血流图像包括由所述预设的图形元素形成的至少一个血流标识。

6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,所述静态血流图像通过以下步骤生成:

在组织灰阶图像上确定至少一个标识位置;

获取当前时刻的各标识位置处的目标点的速度大小和速度方向;

将当前时刻的血流标识标记在对应的标识位置上,所述当前时刻的血流标识由预设的图形元素按照当前时刻的标识位置的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到。

7. 如权利要求3或6所述的方法,其特征在于,将当前时刻的血流标识采用与之前时刻的血流标识不同的显示方式进行显示。

8. 如权利要求3或6所述的方法,其特征在于,所述图形元素的特征包括面积、体积、长度、颜色、线型、填充图案、方向和角度中的至少一种。

9. 如权利要求1至8任一项所述的方法,其特征在于,所述图形元素包括箭头线、带方向指示的粒子形状或三角形;箭头线的长度特征与目标点的速度大小正相关,箭头线的箭头

指向特征指示与目标点的速度方向一致;带方向指示的粒子形状的面积特征与目标点的速度大小正相关,其方向指示特征与目标点的速度方向一致;三角形的面积特征与目标点的速度大小正相关,其最小锐角指向特征与目标点的速度方向一致。

10. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,对所述超声回波信号进行处理包括:

对所述超声回波信号进行波束合成处理;

对波束合成后的信号进行壁滤波处理,以提取血流的超声回波信号;所述血流的超声回波信号包括所述微泡回波信号;

根据血流的超声回波信号计算目标点的速度大小和速度方向。

11. 如权利要求10所述的方法,其特征在于还包括,在进行壁滤波处理后去除向量血流图像中血管周边的静止组织,生成去除组织的向量血流图像并输出至显示屏进行显示。

12. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,对所述超声回波信号进行处理包括:

对所述超声回波信号进行波束合成处理;

对波束合成后的信号不经壁滤波处理而直接采用斑点跟踪法计算各目标点的速度大小和速度方向。

13. 如权利要求12所述的方法,其特征在于还包括,根据斑点跟踪法计算出各目标点的速度大小之后,将速度值小于设定阈值的部分从向量血流图像中去除,生成去除组织的向量血流图像并输出至显示屏进行显示。

14. 如权利要求11或13所述的方法,其特征在于还包括,将组织灰阶图像和去除组织的向量血流图像输出至同一显示屏的不同区域进行显示、或输出至不同显示屏进行分屏显示;

或者,

所述方法还包括:

获取所述被测者的感兴趣区域的造影血流图像;以及

将组织灰阶图像、造影血流图像和去除组织的向量血流图像输出至同一显示屏的不同区域进行分区显示,或者将组织灰阶图像、造影血流图像和去除组织的向量血流图像输出至不同显示屏进行分屏显示。

15. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,在发射超声波束之前还包括:获取超声探头类型和检查模式,根据超声探头类型和检查模式选择基于超声造影模式的检查参数。

16. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述超声波束是平面波束。

17. 如权利要求1至16任一项所述的方法,其特征在于,所述获取所述被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像,包括:

根据所述超声回波信号得到所述感兴趣区域的组织灰阶图像;

或,

向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射聚焦超声波束;

接收由感兴趣区域返回的聚焦超声波束的回波,获得聚焦超声回波信号;以及

根据所述聚焦超声回波信号,获取所述感兴趣区域的组织灰阶图像。

18. 如权利要求1至16任一项所述的方法,其特征在于,所述超声回波信号包括基波分量和由微泡反射形成的次谐波分量,利用超声回波信号中的次谐波分量生成向量血流图像,利用超声回波信号中的基波分量生成组织灰阶图像。

19. 一种超声血流成像系统,其特征包括:

超声探头,所述超声探头用于向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束并接收由感兴趣返回的超声波束的回波,输出超声回波信号,超声造影剂在所述感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡;

发射接收序列控制模块,所述发射接收序列控制模块用于向所述超声探头输出发射/接收序列,控制所述超声探头发射超声波束和接收超声波束的回波;

处理器,用于对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向,用于获取所述被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像,并在所述组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示所述目标点的速度大小和速度方向,从而得到感兴趣区域的向量血流图像;

显示模块,用于显示向量血流图像。

20. 如权利要求19所示的系统,其特征在于,所述向量血流图像是动态血流图像或静态血流图像,所述动态血流图像包括至少一个由所述预设的图形元素形成的、随时间行进的标识流,所述标识流反映血流的速度大小和方向;所述静态血流图像包括至少一个由所述预设的图形元素形成的血流标识。

21. 如权利要求20所示的系统,其特征在于,所述标识流包括至少一个血流标识;后一时刻的血流标识的标识位置为前一刻的血流标识标记结束的位置;和/或,当前时刻的血流标识采用与之前时刻的血流标识不同的显示方式。

22. 如权利要求19至21任一项所述的系统,其特征在于,所述图形元素包括箭头线、带方向指示的粒子形状或三角形;箭头线的长度特征与目标点的速度大小正相关,箭头线的箭头指向特征指示与目标点的速度方向一致;带方向指示的粒子形状的面积特征与目标点的速度大小正相关,其方向指示特征与目标点的速度方向一致;三角形的面积特征与目标点的速度大小正相关,其最小锐角指向特征与目标点的速度方向一致。

23. 如权利要求19所述的系统,其特征在于,所述处理器对超声回波信号进行处理包括:

对所述超声回波信号进行波束合成处理;

对波束合成后的信号进行壁滤波处理,以提取微泡的超声回波信号;

根据微泡的超声回波信号计算目标点的速度大小和速度方向。

24. 如权利要求23所述的系统,其特征在于还包括,所述处理器在进行壁滤波处理后去除向量血流图像中血管周边的静止组织,生成去除组织的向量血流图像并输出至显示屏进行显示。

25. 如权利要求19所述的系统,其特征在于,所述处理器对超声回波信号进行处理包括:

对所述超声回波信号进行波束合成处理;

对波束合成后的信号不经壁滤波处理而直接采用斑点跟踪法计算各目标点的速度大小和速度方向。

26. 如权利要求25所述的系统,其特征在于还包括,所述处理器根据斑点跟踪法计算出的各点的速度大小之后,将速度值小于设定阈值的部分从向量血流图像中去除,生成去除组织的向量血流图像并输出至显示屏进行显示。

27. 如权利要求19至26任一项所述的系统,其特征在于,所述处理器用于获取所述被测

者的感兴趣区域的组织灰阶图像,包括:

根据所述超声回波信号得到所述感兴趣区域的组织灰阶图像;

或,

向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射聚焦超声波束;

接收由感兴趣区域返回的聚焦超声波束的回波,获得聚焦超声回波信号;以及

根据所述聚焦超声回波信号,获取所述感兴趣区域的组织灰阶图像。

28. 如权利要求20至27任一项所述的系统,其特征在于,所述超声回波信号包括基波分量和由微泡反射形成的次谐波分量,所述处理器利用超声回波信号中的次谐波分量生成向量血流图像,利用超声回波信号中的基波分量生成组织灰阶图像。

29. 一种超声血流成像系统,其特征在于包括:

超声探头,所述超声探头用于向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波并接收由感兴趣返回的超声波的回波;

发射接收序列控制模块,所述发射接收序列控制模块用于向所述超声探头输出发射/接收序列,控制所述超声探头发射超声波和接收超声波的回波;

存储器,用于存储程序;

处理器,用于通过执行所述存储器存储的程序以实现如权利要求1-18中任一项所述的方法;

显示模块,用于显示经处理器处理后得到的图像。

30. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,包括程序,所述程序能够被处理器执行以实现如权利要求1-18中任一项所述的方法。

一种超声血流成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像设备,具体涉及基于该超声成像设备的一种超声血流成像方法、系统和所成图像的显示方法。

背景技术

[0002] 超声成像不仅可以用于对组织解剖结构进行成像,也可以用于血流成像。向量血流成像方法可以计算出血流速度的实际大小和方向,在理论上解决了传统彩照角度依赖的问题。目前有两种主流方法实现向量血流成像,一种是基于斑点跟踪法的向量血流成像,另一种是基于多个偏转角度发射或/和接收,采用多普勒原理分别计算各个方向的速度分量,然后根据角度合成法则得到实际速度的大小和方向。但是现有的向量血流成像方法主要应用于大血管,对于中小血管由于其血流信号十分微弱,信噪比较低,利用现有的方法难以保证血流速度计算的精度。

发明内容

[0003] 本发明主要提供一种超声血流成像方法及其系统,通过该方法能够计算血流信号微弱的中小血管的血流速度。

[0004] 根据本申请的第一方面,本申请提供了一种超声血流成像方法,包括:

[0005] 控制超声探头向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束,超声造影剂在感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡;

[0006] 接收由感兴趣区域返回的超声波束的回波,获得超声回波信号;超声回波信号包括基于感兴趣区域内的多个微泡返回的超声波束的回波得到的微泡回波信号;

[0007] 对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向;

[0008] 获取被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像;

[0009] 在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向,得到感兴趣区域的向量血流图像;

[0010] 输出向量血流图像至显示屏进行显示。

[0011] 根据本申请的第二方面,本申请提供了一种超声血流成像系统,包括:

[0012] 超声探头,其用于向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束并接收由感兴趣返回的超声波束的回波,输出超声回波信号,超声造影剂在感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡;

[0013] 发射接收序列控制模块,其用于向超声探头输出发射/接收序列,控制超声探头发射超声波束和接收超声波束的回波;

[0014] 处理器,用于对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向,用于获取被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像,并在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示所述目标点的速度大小和速度方向,从而得到感兴趣区域的向量血流图像;

[0015] 显示模块,用于显示向量血流图像。

[0016] 根据本申请的第三方面,本申请提供一种超声血流成像系统,包括:

[0017] 超声探头,其用于向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波并接收由感兴趣返回的超声波的回波;

[0018] 发射接收序列控制模块,其用于向超声探头输出发射/接收序列,控制超声探头发射超声波和接收超声波的回波;

[0019] 存储器,用于存储程序;

[0020] 处理器,用于通过执行存储器存储的程序以实现上述的方法;

[0021] 显示模块,用于显示经处理器处理后得到的图像。

[0022] 根据本申请的第四方面,本申请提供一种计算机可读存储介质,包括程序,该程序能够被处理器执行以实现上述的方法。

[0023] 依据上述实施例的超声血流成像方法及其系统,通过向注射了造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束,并采用向量血流成像算法对接收到的由感兴趣区域返回的超声回波信号进行处理,得到感兴趣区域的向量血流图像,通过该方法能够计算血流信号微弱的中小血管的血流速度。

附图说明

[0024] 图1为一种实施例的超声血流成像系统的结构示意图;

[0025] 图2为另一种实施例的超声血流成像系统的结构示意图;

[0026] 图3为一种实施例的同一显示屏用于显示两种图像的示意图;

[0027] 图4为一种实施例的超声血流成像过程的流程图;

[0028] 图5a为一种实施例的对回波进行处理的过程的流程图;

[0029] 图5b为另一种实施例的对回波进行处理的过程的流程图;

[0030] 图6为一种实施例的生成动态血流图像过程的流程图;

[0031] 图7a、7b、7c分别为一种实施例的对血流速度进行标识的示意图;

[0032] 图8为一种实施例的用箭头线表示目标点的速度大小和速度方向的示意图;

[0033] 图9为一种实施例的生成静态血流图像过程的流程图。

具体实施方式

[0034] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中,很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而,本领域技术人员可以毫不费力的认识到,其中部分特征在不同情况下是可以省略的,或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下,本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述,这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没,而对于本领域技术人员而言,详细描述这些相关操作并不是必要的,他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

[0035] 另外,说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时,方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此,说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例,并不意味着是必须的顺序,除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

[0036] 本文中为部件所编序号本身,例如“第一”、“第二”等,仅用于区分所描述的对象,不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”,如无特别说明,均包括直接和间接连接(联接)。

[0037] 超声向量血流成像可采用斑点跟踪法或者多角度偏转发射接收及多普勒原理计算血管内目标点的速度大小和速度方向,应用这一方法对大血管进行超声血流成像时能够得到清晰的超声血流图像,但是,在对被测者体内血流信号较弱的中小血管进行超声血流成像时,应用这一方法计算得到的血管内目标点的速度大小和速度方向精度很低。超声造影成像技术主要通过向被测者体内感兴趣区域注射超声造影剂,超声造影剂会在感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡,利用超声造影剂微泡对超声波束形成强反射有利于识别血管区域。

[0038] 基于超声造影剂的上述特性,本发明实施例提供了一种超声血流成像方法及其系统,通过向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束,并对接收到的由感兴趣区域返回的超声波束的回波信号进行处理,得到血管内目标点的速度大小和速度方向,然后采用预设的图形元素在获取的组织灰阶图像上对目标点的速度大小和速度方向进行标记,以得到感兴趣区域的向量血流图像,通过该方法能够计算血流信号微弱的中小血管的血流速度。

[0039] 在本发明的一种实施例中,提供了一种超声血流成像系统,请参考图1,超声血流成像系统100包括超声探头110、发射接收序列控制模块120、处理器130和显示模块140。其中,超声探头110通过发射接收序列控制模块120与处理器130信号连接,处理器130还与显示模块140信号连接。

[0040] 超声探头110包括由阵列式排布的多个阵元组成的换能器(图中未示出),多个阵元排列成一排构成线阵,或排布成二维矩阵构成面阵,多个阵元也可以构成凸阵列。阵元用于根据激励电信号发射超声波束,或将接收的超声波束变换为电信号。因此每个阵元可用于实现电脉冲信号和超声波束的相互转换,从而实现向被检测的目标组织(例如人体或动物体内的器官、组织、血管等)发射超声波束、也可用于接收经组织反射回的超声波束的回波。在进行超声检测时,可通过发射序列和接收序列控制哪些阵元用于发射超声波束,哪些阵元用于接收超声波束,或者控制阵元分时隙用于发射超声波束或接收超声波束的回波。参与超声波束发射的阵元可以同时被电信号激励,从而同时发射超声波;或者参与超声波束发射的阵元也可以被具有一定时间间隔的若干电信号激励,从而持续发射具有一定时间间隔的超声波。

[0041] 在本实施例中,超声探头110用于向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域001发射超声波束并接收由感兴趣区域001返回的超声波束的回波,输出超声回波信号。向被测者的感兴趣区域001注射了超声造影剂后,超声造影剂会在感兴趣区域001的血管内形成多个随血液流动的微泡,利用微泡对超声波束的强反射能力,能够得到由感兴趣区域内多个微泡返回的超声波束的回波,即微泡回波信号。超声探头110输出的超声回波信号中包括微泡回波信号,在有的实施例中,微泡可能没有遍及感兴趣区域的血管,故超声回波信号还包括血液本身的回波信号。

[0042] 发射接收序列控制模块120用于产生发射序列和接收序列,发射序列用于控制多个阵元中的部分或者全部向目标组织发射超声波,发射序列参数包括发射用的阵元位置、

阵元数量和超声波束发射参数(例如幅度、频率、发射次数、发射间隔、发射角度、波型、聚焦位置等)。接收序列用于控制多个阵元中的部分或者全部接收超声波束经组织反射后的回波,接收序列参数包括接收用的阵元位置、阵元数量以及回波的接收参数(例如接收的角度、深度等)。当超声波束回波的用途不同或根据超声波束回波生成的图像和/或检测类型不同时,发射序列中的超声波束参数和接收序列中的回波参数也有所不同。

[0043] 在本实施例中,发射接收序列控制模块120用于向超声探头110输出发射/接收序列,控制超声探头110向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束和接收由感兴趣返回的超声波束的回波。在本实施例中,发射序列控制超声探头110向感兴趣区域发射的波形可以为平面超声波束,也可以为聚焦超声波束,优选的选择平面波。在有的实施例中,发射序列也可以控制超声探头110交替向感兴趣区域发射上述两种波形的波束。

[0044] 处理器130用于向发射接收序列控制模块120输出发射序列参数和接收序列参数,通过发射接收序列控制模块120接收超声探头110输出的超声回波信号,对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向,获取被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像,并在该组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向,从而得到感兴趣区域的向量血流图像。其中,目标点可以为一个或多个微泡,也可以没有微泡为血液中其他的物质(例如:血浆、血细胞等),也可以为一个或多个微泡和血液中其他的物质的组合。

[0045] 如图1所示,处理器130包括波束合成模块1301、灰阶成像模块1302、壁滤波处理模块1303、速度计算模块1304和向量血流图像合成模块1305。

[0046] 波束合成模块1301和发射接收序列控制模块120信号相连,用于对超声回波信号进行波束合成处理,然后将经过波束合成后的信号输出至灰阶成像模块1302和壁滤波处理模块1303中的至少一个模块进行处理。根据上述内容,波束合成模块1301接收到的超声回波信号可能是基于平面超声波束的回波信号、基于聚焦超声波束的回波信号中的至少一个。当超声回波信号为基于平面超声波束的回波信号或基于聚焦超声波束的回波信号中的一个时,波束合成模块1301将经过波束合成后的信号分别输出至灰阶成像模块1302和壁滤波处理模块1303进行处理;当超声回波信号为基于平面超声波束的回波信号和基于聚焦超声波束的回波信号时,需将两回波信号分别输出至灰阶成像模块1302和壁滤波处理模块1303进行处理。

[0047] 灰阶成像模块1302用于根据接收到的波束合成后的信号生成组织灰阶图像,并输出至向量血流图像合成模块1305。灰阶成像模块1302也可不经向量血流图像合成模块,将组织灰阶图像输出至显示模块140进行显示。

[0048] 壁滤波处理模块1303用于对接收到的波束合成后的信号进行壁滤波处理,以抑制静止组织或速度较慢的组织的回波信号,并提取血流的超声回波信号并将其输出至速度计算模块1304,该血流的超声回波信号包括微泡回波信号。

[0049] 速度计算模块1304用于对接收到的血流的超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向,并输出至向量血流图像合成模块1305。

[0050] 向量血流图像合成模块1305接收到组织灰阶图像和血管内目标点的速度大小和速度方向后,在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向,从而得到感兴趣区域的向量血流图像。

[0051] 在具体实施例中,向量血流图像可以是动态血流图像,其包括至少一个由预设的图形元素形成的、随时间行进的标识流。标识流反映血流的速度大小和方向,其包括至少一个血流标识,在一些实施例中,后一时刻的血流标识的标识位置为前一时刻的血流标识标记结束的位置;和/或,当前时刻的血流标识采用与之前时刻的血流标识不同的显示方式。在有的实施例中,向量血流图像也可以是静态血流图像,其包括至少一个由预设的图形元素形成的血流标识。

[0052] 在本实施例中,对目标点的速度大小和速度方向进行标记的血流标识由预设的图形元素按照当前时刻的标识位置的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到。其中,图形元素的特征包括面积、体积、长度、颜色、线型、填充图案、方向和角度等元素中的至少一种。图形元素包括箭头线、带方向指示的粒子形状、三角形或其他能够指示速度大小和速度方向的几何图案。

[0053] 在有的实施例中,处理器130在计算得到各目标点的速度大小后,还去除向量血流图像中速度值小于设定阈值的部分,生成去除组织的向量血流图像,向量血流图像中速度值小于设定阈值的部分包括血管周边的静止组织,设定阈值为系统默认设定或用户根据经验或实验数据设定。与向量血流图像类似,去除组织的向量血流图像可以是去除组织的动态血流图像,也可以是去除组织的静态血流图像。

[0054] 在有的实施例中,如图2所示,处理器130包括波束合成模块1301、灰阶成像模块1302、速度计算模块1304和向量血流图像合成模块1305。

[0055] 波束合成模块1301和发射接收序列控制模块120信号相连,用于对超声回波信号进行波束合成处理,然后将经过波束合成后的信号输出至灰阶成像模块1302和速度计算模块1304中的至少一个模块进行处理。

[0056] 灰阶成像模块1302用于根据接收到的波束合成后的信号生成组织灰阶图像,并输出至向量血流图像合成模块1305。同样地,灰阶成像模块1302也可不经向量血流图像合成模块,将组织灰阶图像输出至显示模块140进行显示。

[0057] 速度计算模块1304用于对接收到的波束合成后的信号采用斑点跟踪法计算血管内目标点的速度大小和速度方向,并输出至向量血流图像合成模块1305。

[0058] 向量血流图像合成模块1305接收到组织灰阶图像和血管内目标点的速度大小和速度方向后,在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向,从而得到感兴趣区域的向量血流图像。本实施例中得到的向量血流图像可以是动态血流图像,也可为静态血流图像。

[0059] 在有的实施例中,处理器130在采用斑点跟踪法计算出各目标点的速度大小之后,还将向量血流图像中速度值小于设定阈值的部分从向量血流图像中去除,生成去除组织的向量血流图像。本实施例中生成的去除组织的向量血流图像也可以是去除组织的动态血流图像,或者去除组织的静态血流图像。

[0060] 在有的实施例中,速度计算模块1304对接收到的波束合成后的信号采用多角度偏转计算血管内目标点的速度大小和速度方向,并输出至向量血流图像合成模块1305,向量血流图像合成模块1305在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向,得到感兴趣区域的向量血流图像,然后将向量血流图像中速度值小于设定阈值的部分从向量血流图像中去除,生成去除组织的向量血流图像。

[0061] 显示模块140用于显示由处理器130生成并输出至显示模块140的向量血流图像,其中向量血流图像可以是动态血流图像、静态血流图像、去除组织的动态血流图像或去除组织的静态血流图像。

[0062] 在有的实施例中,处理器130还将生成的组织灰阶图像输出至显示模块140进行显示,此时,显示模块140可以具有一个显示屏,处理器130将组织灰阶图像和向量血流图像(或去除组织的向量血流图像)输出到该显示屏的不同区域进行分区显示,请参考图3,显示屏的第一区域141用于显示组织灰阶图像,第二区域142用于显示向量血流图像(或去除组织的向量血流图像),其中第一区域141和第二区域142在显示屏中的分布并不局限于图3中所示情况,其也可以是系统默认设定或用户根据需要人工设定的其他情况;在有的实施例中,显示模块140也可以具有至少两个显示屏,处理器130将组织灰阶图像和向量血流图像(或去除组织的向量血流图像)分别输出到不同的显示屏进行分屏显示。

[0063] 在有的实施例中,处理器130还用于获取被测者的感兴趣区域的造影血流图像。处理器130可以根据超声波束的回波信号生成造影血流图像。由于微泡的反射信号具有很强的非线性特点,即信号的频响带宽较宽,相当于包含了多个不同频率的信号。即,基于微泡反射的回波获得的超声回波信号(微泡回波信号)包括多个不同频段的分量,例如包括非线性基波分量(其频率与发射的超声波束的频率相同)、次谐波分量(其频率是发射的超声波束频率的二分之一)、二次谐波分量(其频率是发射的超声波束频率的两倍),甚至还可包括更高次谐波分量(如三次谐波分量、四次谐波分量等)。因此可以利用基于微泡反射获得的超声回波信号的次谐波分量或者非线性基波分量或者二次谐波分量进行波束合成实现造影血流成像;也可以在波束合成后,对波束合成的超声回波信号的次谐波分量或者非线性基波分量或者二次谐波分量进行检测提取,实现造影血流成像,然后将生成的造影血流图像输出至显示屏进行显示。在一些实施例中,也可采用更高次谐波分量,例如三次谐波分量、四次谐波分量等进行造影血流成像。当处理器同时输出组织灰阶图像、造影血流图像和向量血流图像(或去除组织的向量血流图像)至显示屏时,三种图像可以在同一显示屏的不同区域进行分区显示,或者三种图像在不同的显示屏进行分屏显示。

[0064] 在有的实施例中,也可以利用基于微泡反射获得的超声回波信号(微泡回波信号)的次谐波分量或者非线性基波分量或者二次谐波分量进行波束合成进行向量血流成像;也可以在波束合成后,对波束合成的超声回波信号的次谐波分量或者非线性基波分量或者二次谐波分量进行检测提取,进行向量血流成像。也可采用更高次谐波分量,例如三次谐波分量、四次谐波分量等进行向量血流成像。基于微泡回波信号的上述分量进行向量血流成像时,可以得到微泡的运动速度,进而反映血流速度。

[0065] 此外,基于由感兴趣区域除微泡外,其他部分(例如,脂肪、肌肉、血管壁、红细胞等)返回的超声波束的回波获得的超声回波信号主要包括线性基波分量(其频率与发射的超声波束的频率相同),且通常难以提取次谐波分量。鉴于次谐波分量通常仅可由微泡反射得到,信号处理还可以采用如下的方式:采用超声回波信号的不同分量生成组织灰阶图像和血流图像。例如,在一种实施例中,利用超声回波信号的次谐波分量生成向量血流图像,利用超声回波信号的基波分量(线性和非线性)生成组织灰阶图像。在另一实施例中,利用超声回波信号的次谐波分量生成向量血流图像和造影血流图像,利用超声回波信号的基波分量(线性和非线性)生成灰阶图像。这样做的好处是基于组织反射的回波获得的信号几乎

没有次谐波成分,因此采用次谐波分量进行向量血流成像或造影血流成像时可以更好地提取血流信号,从而得到更加精确的向量血流图像或造影血流图像。

[0066] 在本发明的一实施例中,可以在超声血流成像系统中增设一滤波器,该滤波器可对波束合成前或波束合成后的超声回波信号进行基于频率的信号分量提取,从多个不同频率成分的超声回波信号中,将基波分量、次谐波分量和二次谐波分量分别提取出来,用于后续不同的成像。

[0067] 在有的实施例中,超声血流成像系统还包括存储器,其用于存储程序,处理器通过执行存储器存储的程序实现上述功能。

[0068] 需要说明的是,超声造影剂在血管内形成的微泡在较强超声波束的照射下容易破裂,故为了防止超声造影剂微泡破裂,增加超声血流图像的显示时间,需要对超声探头发射超声波束的发射强度进行控制,即采用低电压发射以尽量避免微泡被击碎。在具体实施例中,超声探头的类型有多种(例如:线阵探头、凸阵探头、相控阵探头等),不同类型的超声探头发射的超声波束各不相同,故要控制超声波束的发射强度,需要首先获取超声探头的类型和检查模式,然后根据超声探头的类型和检查模式选择基于超声造影模式的检查参数。该检查参数包括发射功率、发射频率、发射间隔等,其中基于超声造影模式的发射功率应处于一定的阈值范围内,其最低阈值应使得使用超声血流成像系统得到的向量血流图像足以满足检查的需求,其最高阈值应小于针对不同检查对象(例如眼睛、胎儿等)所规定的最大安全发射功率,并使得超声造影剂微泡停留的时间足够长以满足对超声血流图像观察的需求。

[0069] 在一些实施例中,通过超声探头发射平面超声波束来进行扫描成像,以获得组织灰阶图像和向量血流图像。平面超声波束的能量相比聚焦超声波束的能量低,利用平面超声波束对注射了造影剂的感兴趣区域进行扫描时,可以在提高向量血流成像帧率的同时,降低造成微泡破裂的可能性,确保后续可采集到信号强度高的微泡回波信号,以确保向量血流成像的成像效果。本发明的该实施例虽然在前端发射时降低了超声能量,但可利用注入造影剂后产生的微泡强反射性能在后续信号采集时获取到高强度的回波信号,更好地满足向量血流成像的需求。在向被测者的感兴趣区域注射了超声造影剂并确定了超声探头的类型和检查参数后,请参考图4,采用本实施例的超声血流成像系统对被测者的感兴趣区域进行超声血流成像的过程包括以下步骤:

[0070] 步骤101,控制超声探头向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束,超声造影剂在感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡。在本实施例中,可以向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射平面超声波束,形成在感兴趣区域无聚焦的发射波束;也可以向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射聚焦超声波束,形成在感兴趣区域聚焦的发射波束。通常情况下,聚焦波能量较平面波高,血流信号的信噪比也比平面波高,在血流信号较弱的情况下,使用聚焦超声波束可以得到信噪比较高的血流图像,但是其帧率相对于平面超声波束较低。在本实施例中向被测者的感兴趣区域注射了超声造影剂,极大地增强了血流信号强度增加了信噪比,使用平面超声波束即可以得到信噪比较高的血流信号,故在本实施例中,优选的处理器通过发射接收序列控制模块控制超声探头向感兴趣区域发射平面超声波束,采用基于平面超声波束的向量血流成像方法。

[0071] 步骤102,接收由感兴趣区域返回的超声波束的回波,获得超声回波信号。超声回

波信号包括基于感兴趣区域内的多个微泡返回的超声波束的回波得到的微泡回波信号和由血液内其他物质返回的超声波束的回波。每完成一次发射,预定的用于接收回波的阵元在发射接收序列控制模块的控制下切换至接收状态,以接收感兴趣区域对该次发射形成的反射回波,接收阵元将接收到的超声回波转换成电信号输出。

[0072] 步骤103,对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向。

[0073] 在本实施例中,请参考图5a,对超声回波信号进行处理的过程包括如下步骤:

[0074] 步骤113,对接收到的超声回波信号进行波束合成处理。

[0075] 步骤123,对波束合成后的信号进行壁滤波处理,以提取血流的超声回波信号,因超声回波信号包括微泡回波信号和由血液内其他物质返回的超声波束的回波信号,故血流的超声回波信号也包括微泡回波信号和血液内其他物质返回的超声波束的回波信号。

[0076] 在向被测者的感兴趣区域发射超声波束后,被测者感兴趣区域的组织和血管都会反射超声回波信号,并且通常情况下组织的回波信号高于血流的超声回波信号,故血管中血液的反射信号容易受到周边组织的干扰而降低血流信号的信噪比。基于此,在本实施例中引入了壁滤波处理的方法,该方法主要用于抑制静止或者速度较慢的组织信号,以提取速度较快的血流的超声回波信号。

[0077] 步骤133a,根据血流的超声回波信号计算目标点的速度大小和速度方向。

[0078] 通过上述壁滤波处理虽然可以滤除对血流的超声回波信号有干扰作用的组织信号,但是壁滤波处理需要的计算量非常高,对系统的软硬件都提出了较高的要求,以至于在中低端产品中很难实现。为了解决这一难题,在本申请的另一实施例中,基于超声造影成像技术提出了另一种对超声回波信号进行处理的方法,请参考图5b,具体包括如下步骤:

[0079] 步骤113,对接收到的超声回波信号进行波束合成处理。

[0080] 步骤133b,对波束合成后的信号不经壁滤波处理而直接采用斑点跟踪法或多角度偏转法计算各目标点的速度大小和速度方向。由于在超声回波信号信噪比较高的情况下,斑点跟踪法的计算精度较高,故优选的使用斑点跟踪法计算血管内目标点的速度大小和速度方向。

[0081] 通过向被测者的感兴趣区域注入造影剂,增强了血流超声回波信号的信噪比,提高了血流速度的计算精度,故可不经壁滤波处理而直接采用斑点跟踪法计算各目标点的速度大小和速度方向。在有壁滤波处理模块时,在超声成像系统的控制面板上,需要设计一壁滤波控制键,用于调节壁滤波参数。当取消壁滤波处理模块时,也可以节约壁滤波控制键,从而减少其在控制面板上的占用空间。

[0082] 步骤104,获取被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像。用于生成组织灰阶图像的超声回波信号既可以与计算目标点的速度的超声回波信号为相同的超声回波信号,还可以与计算目标点的速度的超声回波信号为不同的超声回波信号。当为相同的超声回波信号时,处理器对经过步骤113波束合成后的信号进行处理,以生成感兴趣区域的组织灰阶图像;当为不同的超声回波信号,用于生成组织灰阶图像的超声回波信号优选为聚焦超声回波信号,此时需要向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射聚焦超声波束;接收由感兴趣区域返回的聚焦超声波束的回波,获得聚焦超声回波信号;然后根据聚焦超声回波信号,获取感兴趣区域的组织灰阶图像。

[0083] 步骤105,在经过步骤104处理得到的组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目

标点的速度大小和速度方向,得到感兴趣区域的向量血流图像。

[0084] 在本实施例中,向量血流图像可以是动态血流图像,其包括至少一个由预设的图形元素形成的、随时间行进的标识流。

[0085] 请参考图6,生成动态血流图像的过程包括如下步骤:

[0086] 步骤114,在组织灰阶图像上确定前一时刻的标识位置。当该前一时刻为初始标识时刻时,在感兴趣区域的组织灰阶图像上选取若干个位置作为标识位置,标识位置的选取可以是随机选取得到,也可是按照预定的规则选取得到,其中,预定的规则可以是系统默认的规则,也可是用户根据检查需要而设定的选取规则。当在该前一时刻之前已经对血流进行标识时,则将该前一时刻之前的标记时刻作为前一时刻,将该前一时刻作为后一时刻,按照步骤144的过程确定其标识位置。

[0087] 步骤124,获取前一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向。按照步骤103的方法获得前一时刻的感兴趣区域内的血管内目标点的速度大小和速度方向,从中选取标识位置处的目标点的速度大小和速度方向。

[0088] 步骤134,将前一时刻的血流标识标记在前一时刻的标识位置上,其中,前一时刻的血流标识由预设的图形元素按照前一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到。

[0089] 在有的实施例中,可以使用箭头线对目标点的速度大小和速度方向进行标记,箭头线的长度特征与目标点的速度大小正相关,箭头线的箭头指向特征指示与目标点的速度方向一致。如图7a,用箭头线对血流标识进行标记,箭头线的起点A和B分别表示获取的前一时刻的两标识位置,箭头线的长度特征与目标点的速度大小正相关,如图中前一时刻标识位置A处的目标点的速度为10cm/s,标识位置B处的目标点的速度为20cm/s,箭头线的箭头指向特征指示与目标点的速度方向一致,即在图中标识位置A处和B处的血流方向不同。在有的实施例中,也可以用不同的线型或颜色表示目标点的速度大小,如图,分别用短虚线和实线对标识位置C处和D处的目标点的速度大小进行标记,其中,短虚线和实线分别表示目标点的速度大小为10cm/s和20cm/s。在其他的实施例中,也可用不同的颜色表示目标点的不同的速度大小。

[0090] 在有的实施例中,也可以用带箭头方向指示的粒子形状对目标点的速度大小和速度方向进行标记,带方向指示的粒子形状的面积特征与目标点的速度大小正相关,其方向指示特征与目标点的速度方向一致。如图7b,粒子A1和B1的几何中心所在位置表示获取的前一时刻的两标识位置,粒子形状的面积大小与目标点的速度大小正相关,如图中粒子A1的面积小于粒子B1的面积,表示标识位置A1处的目标点的速度大小(10cm/s)小于和标识位置B1处的目标点的速度大小(20cm/s),箭头方向指示特征与目标点的速度方向一致。在有的实施例中,也可以用不同的填充表示目标点的不同的速度大小,如图中标识位置C1和标识位置D1处粒子大小相同,其分别用不同的填充表示目标点的不同的速度大小。

[0091] 在有的实施例中,也可用三角形对目标点的速度大小和速度方向进行标识,三角形的面积特征与目标点的速度大小正相关,其最小锐角指向特征与目标点的速度方向一致。如图7c,两三角形分别表示标识位置A2和标识位置B2,两三角形的面积大小与目标点的速度大小正相关,如图中粒子A2的面积小于粒子B2的面积,表示标识位置A2处的目标点的速度大小(10cm/s)小于和标识位置B2处的目标点的速度大小(20cm/s),其最小锐角指向特

征与目标点的速度方向一致。在有的实施例中,也可以用不同的填充表示目标点的不同的速度大小。

[0092] 在其他的实施例中,也可使用其他的几何图案对目标点的速度大小和速度方向进行标记,例如用圆锥形、水滴形等。需要说明的是,当用不同的填充或颜色表示目标点的不同的速度大小时,为了便于区分各填充或颜色,同时为了便于根据填充或颜色查找对应的速度大小,各填充或颜色之间应具有一定的区分度,故填充图案或颜色的选取并不是随机的,也不能无限细分,所以在具体实施例中,很难对每个速度值找到唯一对应的填充或颜色,特别是在计算精度较高的情况下。针对这种情况,就需要对速度值进行分区,位于同一分区的速度值用相同的填充或颜色表示。例如,用红色表示速度值大于15cm/s且小于等于17cm/s的速度。

[0093] 在具体实施例中,在将血流标识标记在相应的标识位置上时,可以先将预设的图形元素标记在相应的标识位置上,然后按照相应的标识位置上的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化,以得到相应的标识位置上的血流标识;也可以先按照相应的标识位置上的目标点的速度大小和速度方向对预设的图形元素进行特征变化,然后再将做了特征变化的图形元素标记在相应的标识位置上。

[0094] 步骤144,根据前一时刻的血流标识确定后一时刻的标识位置。其中,前一时刻和后一时刻之间的时间间隔为系统默认设定或人为设定,其一旦设定好在整个超声血流成像过程中固定不变。由于相邻前后时刻之间的时间间隔很短,目标点的速度变化又很慢,可以近似认为在同一时间间隔内,目标点沿时间间隔内的初始速度方向做匀速直线运动,故用前一时刻标识位置处的目标点的速度大小乘以时间间隔即可得到后一时刻标识位置与前一时刻标识位置之间的距离,又在同一时间间隔内,目标点近似为沿直线流动,故根据前一时刻的标识位置、目标点的速度方向和该时间间隔内目标点流动的距离即可确定后一时刻的标识位置。

[0095] 请参考图8,以用箭头线表示目标点的速度大小和速度方向为例进行说明,其他图形元素采用相同或相似的方法。设前一时刻标识位置为M点,相邻前后时刻之间的时间间隔为 t_1 ,前一时刻的标识位置处的目标点的速度大小为 v_1 ,目标点的速度方向如图中箭头方向所示,则经过 t_1 前一时刻标识位置处的目标点的流动距离为 $s_1 = t_1 * v_1$,则以前一时刻标识位置处为起点,沿前一时刻的目标点的速度方向移动 s_1 ,即可得到后一时刻的标识位置。

[0096] 步骤154,获取后一时刻的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向。按照步骤103的方法获得后一时刻的感兴趣区域内的目标点的速度大小和速度方向,从中选取步骤144确定的标识位置处的目标点的速度大小和速度方向。

[0097] 步骤164,将后一时刻的血流标识标记在后一时刻的标识位置上,后一时刻的血流标识由预设的图形元素按照后一时刻的标识位置的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到。在该步骤中,采用与步骤134中相同或相似的图形元素和图形元素特征对后一时刻的目标点的速度大小和速度方向进行标识。

[0098] 由步骤144得知后一时刻的标识位置位于沿前一时刻标识位置处目标点的速度方向按照前一时刻标识位置处目标点的速度大小 v_1 移动时间间隔 t_1 所到达的位置,如图8中沿箭头方向与M相距 s_1 的M1点即为后一时刻的标识位置,则以M1为起点按照步骤134中的方法对后一时刻进行血流标识。按照这种血流标识方法,当初始标识时刻选取的标识位置较

少且各标识位置距离彼此较远时,可以清楚地显示各初始标识位置经过一定时间后的血流情况,但是,当初始标识时刻选取的标识位置较多且分布较为密集时,就很难区分当前时刻标识位置对应的前一时刻的标识位置是哪个?如图中的标识位置R,其近似同时位于前一时刻标识位置P和Q沿目标点的速度方向的延长线上,故当用户通过超声血流图像进行观察分析时,很难辨别标识位置R的前一时刻的标识位置是P还是Q。基于这一情况,在优选的实施例中,当用箭头线的长度特征表示目标点的速度大小时,由于相邻血流标识时刻之间的时间间隔相同,可将箭头线的长度选为目标点的速度大小和时间间隔的乘积,即将后一时刻的标识位置选为前一时刻的血流标识标记结束的位置。采用其他图形元素的标识可参照箭头线具有相同或类似的标识。

[0099] 在另一实施例中,为了便于观察分析,优选的,将当前时刻的血流标识采用与之前时刻的血流标识不同的显示方式进行显示,之前时刻血流标识既可以使用不同的显示方式进行显示,也可以采用相同的显示方式进行显示。例如,当前时刻的血流标识采用实线箭头线,之前时刻的血流标识采用虚线箭头线;或者当前时刻的血流标识采用红色箭头线,之前时刻的血流标识采用灰色箭头线。采用其他图形元素的标识可参照箭头线具有相同或类似的标识。

[0100] 请参考图9,生成静态血流图像的过程包括如下步骤:

[0101] 步骤115,在组织灰阶图像上确定至少一个标识位置。在感兴趣区域的组织灰阶图像上选取至少一个位置作为标识位置,标识位置的选取可以是随机选取得到,也可是按照预定的规则选取得到,其中,预定的规则可以是系统默认的规则,也可是用户根据检查需要而设定的选取规则。

[0102] 步骤125,获取当前时刻的各标识位置处的目标点的速度大小和速度方向。按照步骤103的方法获得当前时刻的感兴趣区域内的血管内目标点的速度大小和速度方向,从中选取标识位置处的目标点的速度大小和速度方向。

[0103] 步骤135,将当前时刻的血流标识标记在对应的标识位置上,当前时刻的血流标识由预设的图形元素按照当前时刻的标识位置的目标点的速度大小和速度方向进行特征变化得到。在该步骤中,采用与步骤134中相同或相似的图形元素和图形元素特征对当前时刻的目标点的速度大小和速度方向进行标识。

[0104] 在本实施例中,当前时刻和之前时刻的标识位置都为步骤115中确定的标识位置,当向量血流图像更新时,各标识位置的血流标识随之更新,为了便于区分当前时刻和之前时刻的血流标识,在有的实施例中,将当前时刻的血流标识采用与之前时刻的血流标识不同的显示方式进行显示。

[0105] 步骤106,处理器将经过步骤105处理后得到的向量血流图像输出至显示屏进行显示。该向量血流图像可以是动态血流图像、静态血流图像、去除组织的动态血流图像和去除组织的静态血流图像中的至少一个。如上所述,当处理器还将生成的组织灰阶图像和/或造影图像输出至显示模块进行显示时,显示模块将接收的至少两种图像显示在同一显示屏的不同区域,或者显示模块将接收的至少两种图像在不同的显示屏进行分屏显示。

[0106] 另外,如本领域技术人员所理解的,本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中,该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用,包括磁存储设备(硬盘、软盘等)、光学存储设备(CD-

ROM、DVD、Blu Ray 盘等)、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器,使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行,这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品,包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上,从而在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生一个计算机实现的进程,使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步骤。

[0107] 虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理,但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

[0108] 前述具体说明已参照各种实施例进行了描述。然而,本领域技术人员将认识到,可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此,对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的,并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样,有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而,益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素,或使其变得更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和其任何其他变体,皆属于非排他性包含,这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素,还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外,本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

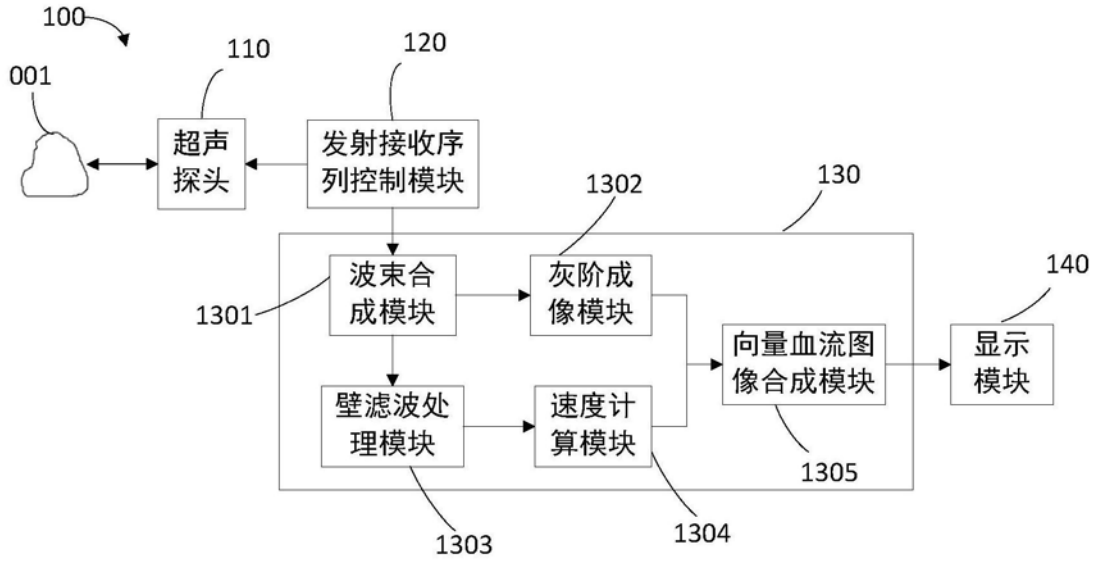


图1

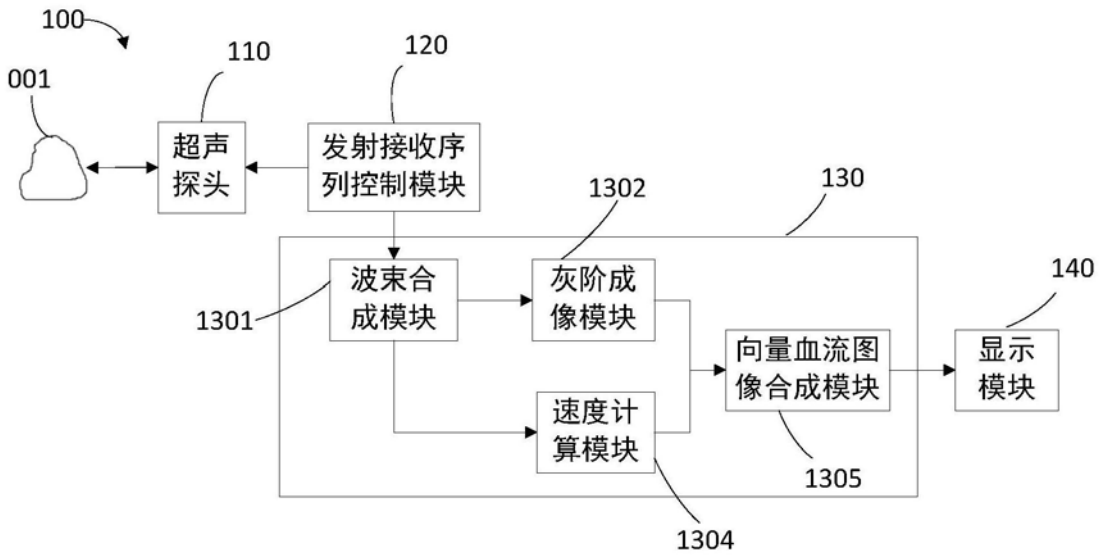


图2

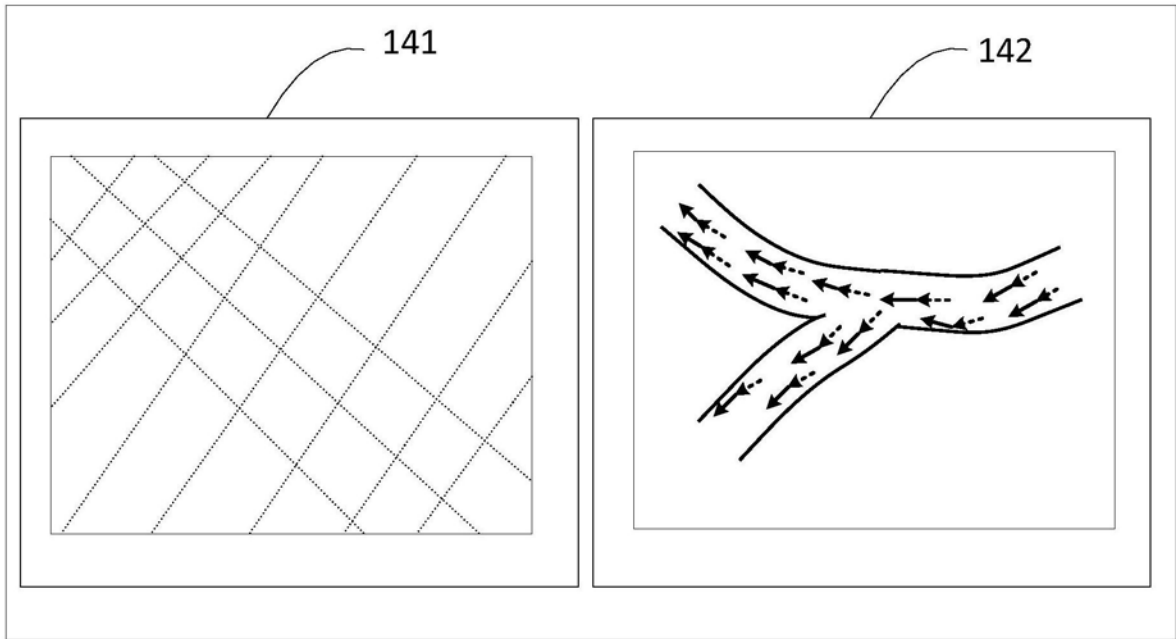


图3

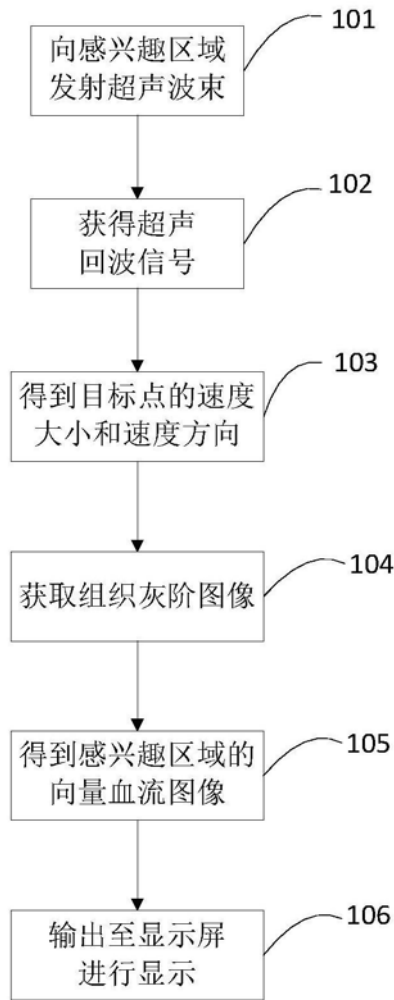


图4

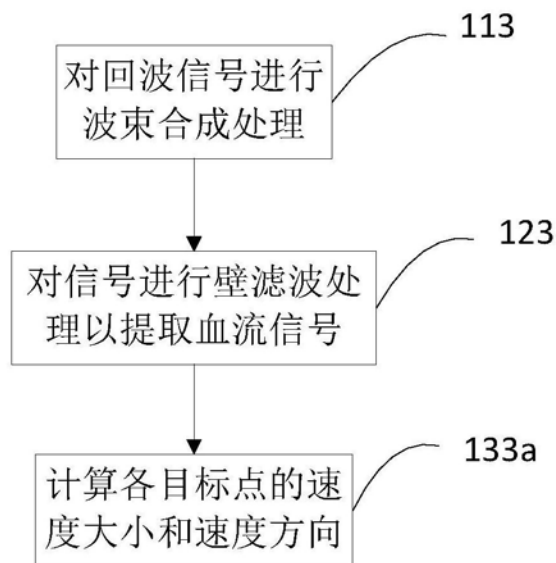


图5a

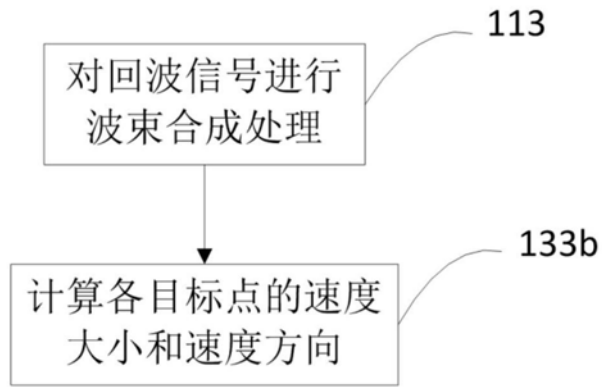


图5b

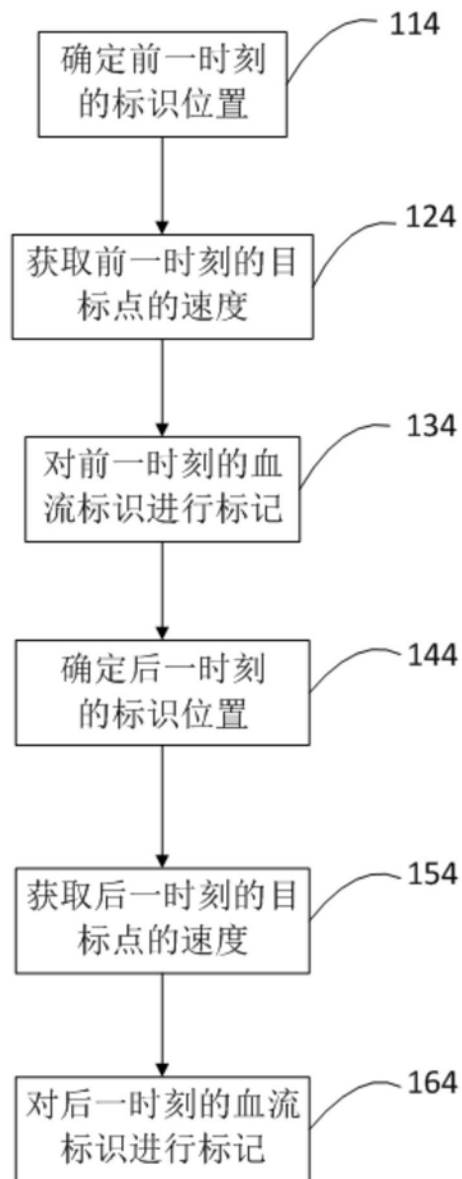


图6

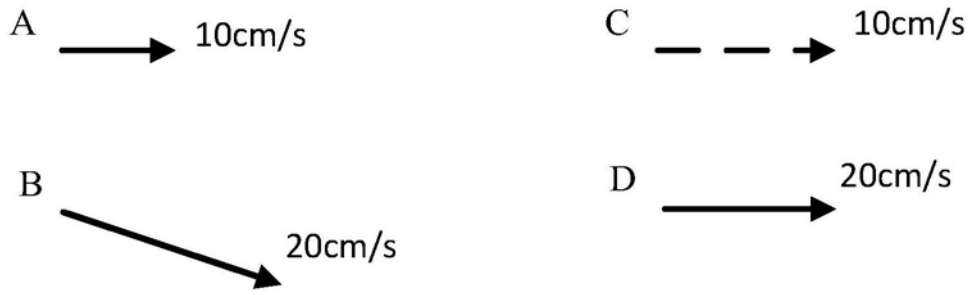


图7a

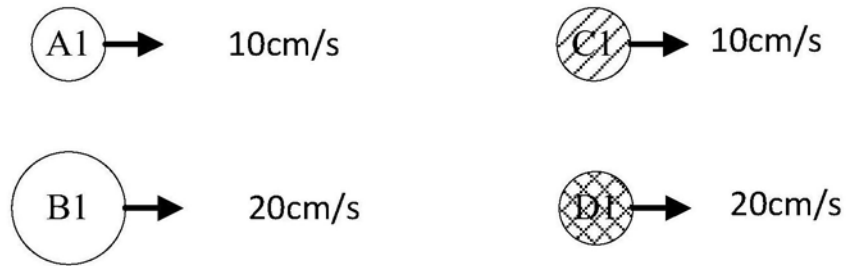


图7b



图7c

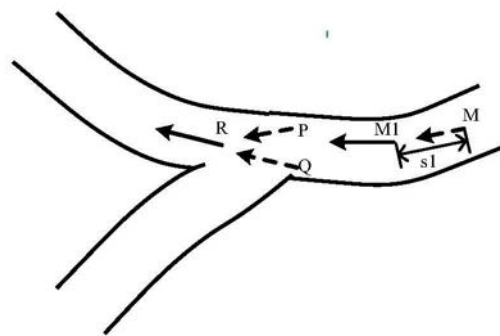


图8

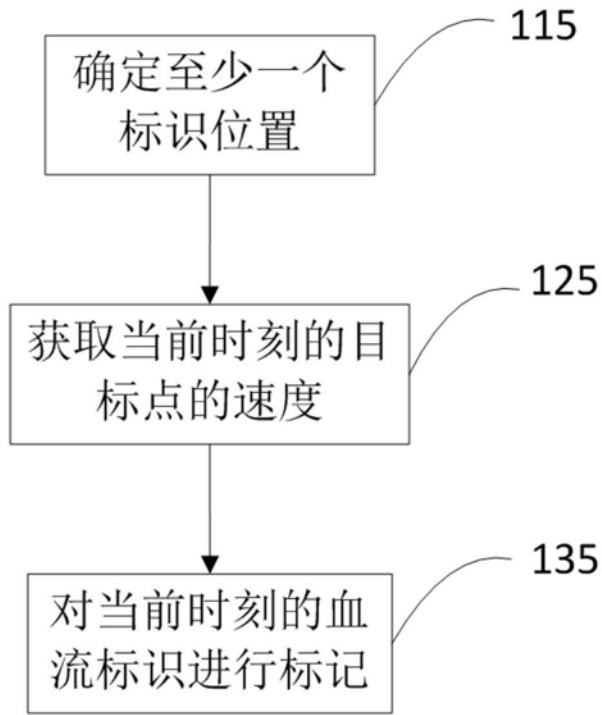


图9

专利名称(译)	一种超声血流成像方法及系统		
公开(公告)号	CN111374709A	公开(公告)日	2020-07-07
申请号	CN201811611418.0	申请日	2018-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	朱磊 杜宜纲 桑茂栋 李勇		
发明人	朱磊 杜宜纲 桑茂栋 李勇		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	郭燕		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

一种超声血流成像方法及其系统，该方法包括：控制超声探头向注射了超声造影剂的被测者的感兴趣区域发射超声波束，超声造影剂在感兴趣区域的血管内形成多个随血液流动的微泡；接收由感兴趣区域返回的超声波束的回波，获得超声回波信号；对超声回波信号进行处理以得到血管内目标点的速度大小和速度方向；获取被测者的感兴趣区域的组织灰阶图像；在组织灰阶图像上采用预设的图形元素表示目标点的速度大小和速度方向，得到感兴趣区域的向量血流图像；输出向量血流图像至显示屏进行显示。本发明利用造影剂微泡对超声波束形成的强反射，使得通过该方法能够计算血流信号微弱的中小血管的血流速度。

