



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108720868 A

(43)申请公布日 2018.11.02

(21)申请号 201810562725.8

(22)申请日 2018.06.04

(71)申请人 深圳华声医疗技术股份有限公司  
地址 518000 广东省深圳市南山区桃源街  
道平山民企科技园6栋5楼

(72)发明人 姚斌

(74)专利代理机构 深圳市世纪恒程知识产权代  
理事务所 44287  
代理人 胡海国 张小容

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

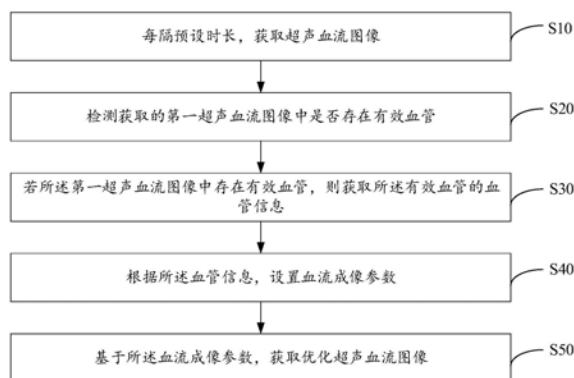
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

血流成像方法、装置及计算机可读存储介质

(57)摘要

本发明公开了一种血流成像方法、装置及计算机可读存储介质,所述血流成像方法包括:每隔预设时长,获取超声血流图像;检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管;若所述第一超声血流图像中存在有效血管,则获取所述有效血管的血管信息;根据所述血管信息,设置血流成像参数;基于所述血流成像参数,获取优化超声血流图像。通过本发明,可根据当前血流图像中有效血管的血管信息,自动设置血流成像参数,降低了医生操作复杂度,同时提升了超声血流图像的质量。



1. 一种血流成像方法,其特征在于,所述血流成像方法包括以下步骤:  
每隔预设时长,获取超声血流图像;  
检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管;  
若所述第一超声血流图像中存在有效血管,则获取所述有效血管的血管信息;  
根据所述血管信息,设置血流成像参数;  
基于所述血流成像参数,获取优化超声血流图像。
2. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,所述检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤包括:  
根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管;  
若所述第一超声血流图像中存在满足所述选取条件的血管,则将所述满足所述选取条件的血管作为有效血管;  
若所述第一超声血流图像中不存在满足所述选取条件的血管,则所述第一超声血流图像中不存在有效血管。
3. 如权利要求2所述的血流成像方法,其特征在于,所述根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管的步骤包括:  
当当前的应用模式为常规检查模式时,检测在获取的第一超声血流图像中是否识别到血管;  
若在所述第一超声血流图像中未识别到血管,则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管;  
若在所述第一超声血流图像中识别到血管,则从识别到的血管中选取面积最大的血管,并检测面积最大的血管的面积是否大于或等于预设阈值;  
若面积最大的血管的面积大于或等于预设阈值,则将面积最大的血管作为满足选取条件的血管;  
若面积最大的血管的面积小于预设阈值,则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管。
4. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,所述检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管之后,还包括:  
若获取的第一超声血流图像中不存在有效血管,则在下一次获取到第二超声血流图像时,将所述第二超声血流图像作为所述第一超声血流图像,并继续执行检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤。
5. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,所述血管信息包括血管方向、质心坐标;所述根据所述血管信息,设置血流成像参数的步骤包括:  
将所述质心坐标设置为血流取样框的中点;  
根据预设的最优成像角度以及所述血管方向,得到目标偏转角,将所述血流取样框的偏转角设置为所述目标偏转角。
6. 如权利要求5所述的血流成像方法,其特征在于,所述获取所述有效血管的血管方向的步骤包括:

获取所述有效血管的骨架信息,获取所述有效血管中血流的运动方向;  
根据所述骨架信息以及血流的运动方向,确定血管方向。

7.如权利要求6所述的血流成像方法,其特征在于,所述获取所述有效血管的骨架信息,获取所述有效血管中血流的运动方向的步骤包括:

通过预置图像分割算法,获取所述有效血管的骨架信息;

获取所述有效血管中血流的颜色信息,根据所属颜色信息,获取所述有效血管中血流的运动方向。

8.如权利要求1至7中任一项所述的血流成像方法,其特征在于,所述检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤包括:

对获取的第一超声血流图像进行预处理;

检测经过预处理的第一超声血流图像中是否存在有效血管。

9.一种血流成像装置,其特征在于,所述血流成像装置包括:存储器、处理器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的血流成像程序,所述血流成像程序被所述处理器执行时实现如权利要求1至8中任一项所述的血流成像方法的步骤。

10.一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质上存储有血流成像程序,所述血流成像程序被处理器执行时实现如权利要求1至8中任一项所述的血流成像方法的步骤。

## 血流成像方法、装置及计算机可读存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,尤其涉及血流成像方法、装置及计算机可读存储介质。

### 背景技术

[0002] 医用超声成像技术已成为临床中广泛应用的一种辅助诊断工具。超声波利用多普勒效应实时探测人体中血流或组织的运动信息,更是一个无法替代的检查手段。

[0003] 目前,在超声检查过程中,血管是一个最常用的检查器官,很多与心血管相关的病变都需要对血管进行超声成像,观察整条血管的情况,例如沿着血管进行探头移动,观察血流的速度变化,从而查找是否有异常。

[0004] 探头在移动的过程中,由于血管的深度、走向都有可能发生变化,为得到更为准确丰富的血流信息,医生会通过改变超声波束的发射方向等多普勒血流成像参数以获得灵敏度最佳、内容更丰富的信号。常见的调整多普勒血流成像参数的方式包括:调整超声波束发射方向、多普勒取样框ROI(region of interest)位置、多普勒取样线位置、多普勒取样门SV(sample volume)的宽度、多普勒取样门SV内血流校准角度等。

### 发明内容

[0005] 本发明的主要目的在于提供一种血流成像方法、装置及计算机可读存储介质,旨在解决现有技术中医生需要频繁手动调整血流成像参数的技术问题。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供一种血流成像方法,所述血流成像方法包括以下步骤:

[0007] 每隔预设时长,获取超声血流图像;

[0008] 检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管;

[0009] 若所述第一超声血流图像中存在有效血管,则获取所述有效血管的血管信息;

[0010] 根据所述血管信息,设置血流成像参数;

[0011] 基于所述血流成像参数,获取优化超声血流图像。

[0012] 可选的,所述检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤包括:

[0013] 根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管;

[0014] 若所述第一超声血流图像中存在满足所述选取条件的血管,则将所述满足所述选取条件的血管作为有效血管;

[0015] 若所述第一超声血流图像中不存在满足所述选取条件的血管,则所述第一超声血流图像中不存在有效血管。

[0016] 可选的,所述根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管的步骤包括:

[0017] 当当前的应用模式为常规检查模式时,检测在获取的第一超声血流图像中是否识

别到血管；

[0018] 若在所述第一超声血流图像中未识别到血管，则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管；

[0019] 若在所述第一超声血流图像中识别到血管，则从识别到的血管中选取面积最大的血管，并检测面积最大的血管的面积是否大于或等于预设阈值；

[0020] 若面积最大的血管的面积大于或等于预设阈值，则将面积最大的血管作为满足选取条件的血管；

[0021] 若面积最大的血管的面积小于预设阈值，则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管。

[0022] 可选的，所述检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管之后，还包括：

[0023] 若获取的第一超声血流图像中不存在有效血管，则在下一次获取到第二超声血流图像时，将所述第二超声血流图像作为所述第一超声血流图像，并继续执行检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤。

[0024] 可选的，所述血管信息包括血管方向、质心坐标；所述根据所述血管信息，设置血流成像参数的步骤包括：

[0025] 将所述质心坐标设置为血流取样框的中点；

[0026] 根据预设的最优成像角度以及所述血管方向，得到目标偏转角，将所述血流取样框的偏转角设置为所述目标偏转角。

[0027] 可选的，所述获取所述有效血管的血管方向的步骤包括：

[0028] 获取所述有效血管的骨架信息，获取所述有效血管中血流的运动方向；

[0029] 根据所述骨架信息以及血流的运动方向，确定血管方向。

[0030] 可选的，所述获取所述有效血管的骨架信息，获取所述有效血管中血流的运动方向的步骤包括：

[0031] 通过预置图像分割算法，获取所述有效血管的骨架信息；

[0032] 获取所述有效血管中血流的颜色信息，根据所属颜色信息，获取所述有效血管中血流的运动方向。

[0033] 可选的，所述检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤包括：

[0034] 对获取的第一超声血流图像进行预处理；

[0035] 检测经过预处理的第一超声血流图像中是否存在有效血管。

[0036] 此外，为实现上述目的，本发明还提供一种血流成像装置，所述血流成像装置包括：存储器、处理器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的血流成像程序，所述血流成像程序被所述处理器执行时实现如上所述的血流成像方法的步骤。

[0037] 此外，为实现上述目的，本发明还提供一种计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质上存储有血流成像程序，所述血流成像程序被处理器执行时实现如上所述的血流成像方法的步骤。

[0038] 本发明中，每隔预设时长，获取超声血流图像；检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管；若所述第一超声血流图像中存在有效血管，则获取所述有效血管的血管信息；根据所述血管信息，设置血流成像参数；基于所述血流成像参数，获取优化超声血流图像。通过本发明，可根据当前血流图像中有效血管的血管信息，自动设置血流成像参数，

降低了医生操作复杂度,同时提升了超声血流图像的质量。

### 附图说明

- [0039] 图1是本发明实施例方案涉及的硬件运行环境的血流成像装置结构示意图;
- [0040] 图2为本发明血流成像方法第一实施例的流程示意图;
- [0041] 图3为本发明血流成像方法一实施例中获取超声血流图像的场景示意图;
- [0042] 图4为本发明血流成像方法一实施例中二值化的图像中的孤立区域识别结果示意图;
- [0043] 图5为本发明血流成像方法一实施例中有效血管血管方向的示意图。
- [0044] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

### 具体实施方式

- [0045] 应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。
- [0046] 如图1所示,图1是本发明实施例方案涉及的硬件运行环境的血流成像装置结构示意图。
- [0047] 如图1所示,该血流成像装置可以包括:处理器1001,例如CPU,网络接口1004,用户接口1003,存储器1005,通信总线1002。其中,通信总线1002用于实现这些组件之间的连接通信。用户接口1003可以包括显示屏(Display)、输入单元比如键盘(Keyboard),可选用户接口1003还可以包括标准的有线接口、无线接口。网络接口1004可选的可以包括标准的有线接口、无线接口(如WI-FI接口)。存储器1005可以是高速RAM存储器,也可以是稳定的存储器(non-volatile memory),例如磁盘存储器。存储器1005可选的还可以是独立于前述处理器1001的存储装置。
- [0048] 本领域技术人员可以理解,图1中示出的血流成像装置结构并不构成对血流成像装置的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件布置。
- [0049] 如图1所示,作为一种计算机存储介质的存储器1005中可以包括操作系统、网络通信模块、用户接口模块以及血流成像程序。
- [0050] 在图1所示的血流成像装置中,网络接口1004主要用于连接后台服务器,与后台服务器进行数据通信;用户接口1003主要用于连接客户端(用户端),与客户端进行数据通信;而处理器1001可以用于调用存储器1005中存储的血流成像程序,并执行以下操作:
- [0051] 每隔预设时长,获取超声血流图像;
- [0052] 检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管;
- [0053] 若所述第一超声血流图像中存在有效血管,则获取所述有效血管的血管信息;
- [0054] 根据所述血管信息,设置血流成像参数;
- [0055] 基于所述血流成像参数,获取优化超声血流图像。
- [0056] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:
- [0057] 根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管;

[0058] 若所述第一超声血流图像中存在满足所述选取条件的血管,则将所述满足所述选取条件的血管作为有效血管;

[0059] 若所述第一超声血流图像中不存在满足所述选取条件的血管,则所述第一超声血流图像中不存在有效血管。

[0060] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:

[0061] 当当前的应用模式为常规检查模式时,检测在获取的第一超声血流图像中是否识别到血管;

[0062] 若在所述第一超声血流图像中未识别到血管,则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管;

[0063] 若在所述第一超声血流图像中识别到血管,则从识别到的血管中选取面积最大的血管,并检测面积最大的血管的面积是否大于或等于预设阈值;

[0064] 若面积最大的血管的面积大于或等于预设阈值,则将面积最大的血管作为满足选取条件的血管;

[0065] 若面积最大的血管的面积小于预设阈值,则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管。

[0066] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:

[0067] 若获取的第一超声血流图像中不存在有效血管,则在下一次获取到第二超声血流图像时,将所述第二超声血流图像作为所述第一超声血流图像,并继续执行检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤。

[0068] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:

[0069] 所述血管信息包括血管方向、质心坐标;

[0070] 将所述质心坐标设置为血流取样框的中点;

[0071] 根据预设的最优成像角度以及所述血管方向,得到目标偏转角,将所述血流取样框的偏转角设置为所述目标偏转角。

[0072] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:

[0073] 获取所述有效血管的骨架信息,获取所述有效血管中血流的运动方向;

[0074] 根据所述骨架信息以及血流的运动方向,确定血管方向。

[0075] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:

[0076] 通过预置图像分割算法,获取所述有效血管的骨架信息;

[0077] 获取所述有效血管中血流的颜色信息,根据所属颜色信息,获取所述有效血管中血流的运动方向。

[0078] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的血流成像程序,还执行以下操作:

[0079] 对获取的第一超声血流图像进行预处理;

[0080] 检测经过预处理的第一超声血流图像中是否存在有效血管。

[0081] 参照图2,图2为本发明血流成像方法第一实施例的流程示意图。

[0082] 在一实施例中,血流成像方法包括:

[0083] 步骤S10,每隔预设时长,获取超声血流图像;

[0084] 本实施例中,当血流成像模式(用于对组织中血流信号进行分析和成像,例如常见的血流成像模式有二维血流模式和一维的频谱多普勒模式)启动后,每间隔预设时长,便获取一次超声血流图像。预设时长根据实际需要进行设置,在此不作限制。参照图3,图3为本发明血流成像方法一实施例中获取超声血流图像的场景示意图。如图3所示,当血流成像模式启动后,在T1时刻第一次获取超声血流图像,间隔预设时长T,在T2时刻第二次获取超声血流图像,间隔预设时长T,在T3时刻第三次获取超声血流图像……直至退出血流成像模式。实现了持续获取超声血流图像,从而持续的根据获取的超声血流图像中有效血管的血管信息,设置血流成像参数,从而实现了超声血流图像进行优化以及对血管进行跟踪的功能。

[0085] 步骤S20,检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管;

[0086] 本实施例中,可根据应用模式,预先设置对应的有效血管选取条件。例如,应用模式1(针对动脉进行超声检查),则应用模式1对应的有效血管选取条件为:有效血管为动脉血管,且面积超过预设值,若满足条件的有效血管数量大于1,则从中选取面积最大的作为有效血管。应用模式2(常规血管检查模式),则应用模式2对应的有效血管选取条件为:有效血管面积超过预设值,若满足条件的有效血管数量大于1,则从中选取面积最大的作为有效血管。本实施例中,可针对每个应用场景,制定对应的有效血管选取条件。

[0087] 在一实施例中,参照图3,在T1时刻获取到当前的超声血流图像,若根据当前的应用模式,存在满足当前应用模式对应有有效血管选取条件的有效血管,则进行后续步骤(步骤S30至步骤S50);若根据当前的应用模式,不存在满足当前应用模式对应有有效血管选取条件的有效血管,则在T2时刻获取到超声血流图像时,检测T2时刻获取到的超声血流图像中是否存在满足T2时刻时应用模式对应有有效血管选取条件的有效血管,若存在,则进行后续步骤(将T2时刻获取的超声血流图像作为当前的超声血流图像,进行步骤S30至步骤S50),若不存在,则在T3时刻获取到超声血流图像时,检测T3时刻获取到的超声血流图像中是否存在满足T3时刻时应用模式对应有有效血管选取条件的有效血管,过程与上述类似,在此不做赘述。

[0088] 本发明一可选实施例中,获取到当前的超声血流图像时,若当前应用模式为应用模式2,则首先对当前的超声血流图像中的血管进行识别,然后对识别到的血管进行面积计算,再从识别到的血管中选取面积最大的血管,并检测该面积最大的血管的面积是否大于或等于预设阈值(该值根据实际情况进行设置,在此不做赘述),若大于等于预设阈值,则将该面积最大的血管作为有效血管。本实施例中,考虑到血管中的血流在一个心动周期内的血流充盈度是不一致的,因此,当前的超声血流图像可以是在一个心动周期内获取的超声血流图像序列。假设一个心动周期内获取的超声血流图像序列对应的血流数据序列为 $CData_i(x,y)$ ,其中 $i=1,2,3,\dots,N$ ,描述有N帧血流数据, $(x,y)$ 描述超声血流图像的像素坐标。对血流数据序列进行融合并且二值化,得到数据 $VesData(x,y)$ ,计算公式如下:

$$[0089] \quad \text{VesData}(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{当 } \text{BwData}(x, y) \geq \text{CThre} \\ 0 & \text{当 } \text{BwData}(x, y) < \text{CThre} \end{cases}$$

[0090] 其中,  $\text{BwData}(x, y) = \max_i \{ |\text{CData}_i(x, y)| \}$

[0091] 基于  $\text{VesData}(x, y)$  数据, 进行血管识别。通过预置算法 (可选算法较多, 例如分水岭算法) 对二值化的图像中的孤立区域进行识别, 识别出  $\text{VesData}(x, y)$  中不同的血管数据  $\text{VesLabelData}(x, y)$ , 其中第一条血管的区域像素值设置为1, 第二条血管的区域像素值设置为2...以此类推。参照图4, 图4为本发明血流成像方法一实施例中二值化的图像中的孤立区域识别结果示意图。

[0092] 假设识别获得的不同血管的像素集合为

$$[0093] \quad V_i = \{ (x, y) | \text{VesLabelData}(x, y) = i, \forall (x, y) \}$$

[0094] 根据血管的面积  $\text{Area}_i = K_i * \text{PixelDist} * \text{PixelDist}$ , 其中  $\text{PixelDist}$  为像素点代表的距离 ([mm]),  $K_i$  为  $V_i$  集中点的个数, 计算得到每条血管的面积。例如, 血管1的面积为  $S_1$ , 血管2的面积为  $S_2$ , 且  $S_2$  大于  $S_1$ , 则检测  $S_2$  是否大于或等于预设阈值, 若  $S_2$  大于或等于预设阈值, 则血管2为有效血管。

[0095] 步骤S30, 若所述第一超声血流图像中存在有效血管, 则获取所述有效血管的血管信息;

[0096] 本实施例中, 获取有效血管的血管信息包括: 获取有效血管的血管方向、质心坐标。

[0097] 本发明一可选实施例中, 获取有效血管的血管方向可以是: 可采用多种已知的图像分割方法获取有效血管的骨架信息, 然后通过血流的颜色, 得到有效血管中血流的运动方向 (以蓝色和红色为例, 分别表示血流的两个不同的运动方向), 基于骨架信息与血流的运动方向, 即可得到有效血管的血管方向。参照图5, 图5为本发明血流成像方法一实施例中有效血管血管方向的示意图。采用多种已知的图像分割方法获取有效血管的骨架信息, 根据血流的颜色, 血流的运行方向为由右向左, 即可得到有效血管的血管方向。

[0098] 本发明一可选实施例中, 有效血管的质心坐标计算可以是:

$$[0099] \quad x_c = \sum_{(x_k, y_k) \in V_i} x_k / K_i$$

$$[0100] \quad y_c = \sum_{(x_k, y_k) \in V_i} y_k / K_i$$

[0101] 其中,  $K_i$  为  $V_i$  集中像素点的个数。

[0102] 步骤S40, 根据所述血管信息, 设置血流成像参数;

[0103] 本实施例中, 设置血流成像参数包括以下一种或多种: 设置血流取样框的位置、设置血流取样框的偏转角度、设置PW采样线的偏转角度、设置PW采样线的取样深度位置、设置PW采样线的校正角方向。具体的, 将质心坐标设置为血流取样框的中点位置; 根据预设的最优成像角度 (根据实际情况进行设置) 以及血管方向, 得到目标偏转角, 将血流取样框的偏转角设置为目标偏转角, 使得血管方向与偏转后的血流取样框的夹角为最优成像角度; PW采样线的偏转方向设置为与目标偏转角一致; 将质心坐标设置为PW采样线的取样深度位

置;设置PW采样线的偏转角后,获取采样线与血管方向的夹角,将该夹角设置为PW采样线的校正角方向。本实施例中,可设置的血流成像参数也不局限于上述列出来的参数,实际上基于血管信息,还可以自动计算PW取样长度等参数,同样可以进行自动配置。更进一步,有效血管不一定要选择一根有效血管,可以选择多根有效血管,用户可以在多根有效血管间进行切换选择,从而根据用户选择的有效血管的血管参数设置血流成像参数。

[0104] 步骤S50,基于所述血流成像参数,获取优化超声血流图像。

[0105] 本实施例中,根据血管信息,设置血流成像参数后,基于血流成像参数对前段发射和接收波速合成器进行控制,即基于血流成像参数对超声波束的覆盖区域、超声波束的发射偏转方向进行控制,从而得到质量更优的超声血流图像。

[0106] 本实施例中,每隔预设时长,获取超声血流图像;检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管;若所述第一超声血流图像中存在有效血管,则获取所述有效血管的血管信息;根据所述血管信息,设置血流成像参数;基于所述血流成像参数,获取优化超声血流图像。通过本实施例,可根据当前血流图像中有效血管的血管信息,自动设置血流成像参数,降低了医生操作复杂度,同时提升了超声血流图像的质量。

[0107] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,步骤S20包括:

[0108] 根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管;

[0109] 若所述第一超声血流图像中存在满足所述选取条件的血管,则将所述满足所述选取条件的血管作为有效血管;

[0110] 若所述第一超声血流图像中不存在满足所述选取条件的血管,则所述第一超声血流图像中不存在有效血管。

[0111] 本实施例中,可根据应用模式,预先设置对应的有效血管选取条件。例如,应用模式1(针对动脉进行超声检查),则应用模式1对应的有效血管选取条件为:有效血管为动脉血管,且面积超过预设值,若满足条件的有效血管数量大于1,则从中选取面积最大的作为有效血管。应用模式2(常规血管检查模式),则应用模式2对应的有效血管选取条件为:有效血管面积超过预设值,若满足条件的有效血管数量大于1,则从中选取面积最大的作为有效血管。本实施例中,可针对每个应用场景,制定对应的有效血管选取条件。

[0112] 本实施例中,设置有效血管的选取条件,使得最终确定的有效血管更符合医生的超声检查需要,基于该有效血管的血管信息设置血流成像参数,使得超声检查仪器在该血流成像参数下获取的优化超声血流图像的质量更优,更利于医生观察血流图像。

[0113] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,所述根据当前的应用模式,确定选取条件,并检测获取的第一超声血流图像中是否存在满足所述选取条件的血管的步骤包括:

[0114] 当当前的应用模式为常规检查模式时,检测在获取的第一超声血流图像中是否识别到血管;

[0115] 若在所述第一超声血流图像中未识别到血管,则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管;

[0116] 若在所述第一超声血流图像中识别到血管,则从识别到的血管中选取面积最大的血管,并检测面积最大的血管的面积是否大于或等于预设阈值;

[0117] 若面积最大的血管的面积大于或等于预设阈值,则将面积最大的血管作为满足选

取条件的血管；

[0118] 若面积最大的血管的面积小于预设阈值，则所述第一超声血流图像中不存在满足选取条件的血管。

[0119] 本实施例中，可根据应用模式，预先设置对应的有效血管选取条件。例如，应用模式1（针对动脉进行超声检查），则应用模式1对应的有效血管选取条件为：有效血管为动脉血管，且面积超过预设值，若满足条件的有效血管数量大于1，则从中选取面积最大的作为有效血管。应用模式2（常规血管检查模式），则应用模式2对应的有效血管选取条件为：有效血管面积超过预设值，若满足条件的有效血管数量大于1，则从中选取面积最大的作为有效血管。本实施例中，可针对每个应用场景，制定对应的有效血管选取条件。

[0120] 在一实施例中，参照图3，在T1时刻获取到当前的超声血流图像，若根据当前的应用模式，存在满足当前应用模式对应有效血管选取条件的有效血管，则进行后续步骤（步骤S30至步骤S50）；若根据当前的应用模式，不存在满足当前应用模式对应有效血管选取条件的有效血管，则在T2时刻获取到超声血流图像时，检测T2时刻获取到的超声血流图像中是否存在满足T2时刻时应用模式对应有效血管选取条件的有效血管，若存在，则进行后续步骤（将T2时刻获取的超声血流图像作为当前的超声血流图像，进行步骤S30至步骤S50），若不存在，则在T3时刻获取到超声血流图像时，检测T3时刻获取到的超声血流图像中是否存在满足T3时刻时应用模式对应有效血管选取条件的有效血管，过程与上述类似，在此不做赘述。

[0121] 本发明一可选实施例中，获取到当前的超声血流图像时，若当前应用模式为应用模式2，则首先对当前的超声血流图像中的血管进行识别，然后对识别到的血管进行面积计算，再从识别到的血管中选取面积最大的血管，并检测该面积最大的血管的面积是否大于或等于预设阈值（该值根据实际情况进行设置，在此不做赘述），若大于等于预设阈值，则将该面积最大的血管作为有效血管。本实施例中，考虑到血管中的血流在一个心动周期内的血流充盈度是不一致的，因此，当前的超声血流图像可以是在一个心动周期内获取的超声血流图像序列。假设一个心动周期内获取的超声血流图像序列对应的血流数据序列为  $CData_i(x, y)$ ，其中  $i=1, 2, 3, \dots, N$ ，描述有N帧血流数据， $(x, y)$  描述超声血流图像的像素坐标。对血流数据序列进行融合并且二值化，得到数据  $VesData(x, y)$ ，计算公式如下：

$$[0122] \quad VesData(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{当 } BwData(x, y) \geq CThre \\ 0 & \text{当 } BwData(x, y) < CThre \end{cases}$$

[0123] 其中， $BwData(x, y) = \max_i \{|CData_i(x, y)|\}$

[0124] 基于  $VesData(x, y)$  数据，进行血管识别。通过预置算法（可选算法较多，例如分水岭算法）对二值化的图像中的孤立区域进行识别，识别出  $VesData(x, y)$  中不同的血管数据  $VesLabelData(x, y)$ ，其中第一条血管的区域像素值设置为1，第二条血管的区域像素值设置为2...以此类推。参照图4，图4为本发明血流成像方法一实施例中二值化的图像中的孤立区域识别结果示意图。

[0125] 假设识别获得的不同血管的像素集合为

$$[0126] \quad V_i = \{(x, y) | VesLabelData(x, y) = i, \forall (x, y)\}$$

[0127] 根据血管的面积  $Area_i = K_i * PixelDist * PixelDist$ ，其中  $PixelDist$  为像素点代表

的距离([mm]), $K_i$ 为 $V_i$ 集中点的个数,计算得到每条血管的面积。例如,血管1的面积为 $S_1$ ,血管2的面积为 $S_2$ ,且 $S_2$ 大于 $S_1$ ,则检测 $S_2$ 是否大于或等于预设阈值,若 $S_2$ 大于或等于预设阈值,则血管2为有效血管。

[0128] 本实施例中,设置有效血管的选取条件,使得最终确定的有效血管更符合医生的超声检查需要,基于该有效血管的血管信息设置血流成像参数,使得超声检查仪器在该血流成像参数下获取的优化超声血流图像的质量更优,更利于医生观察血流图像。

[0129] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,步骤S20之后,还包括:

[0130] 若获取的第一超声血流图像中不存在有效血管,则在下一次获取到第二超声血流图像时,将所述第二超声血流图像作为所述第一超声血流图像,并继续执行检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管的步骤。

[0131] 在一实施例中,参照图3,在 $T_1$ 时刻获取到当前的超声血流图像,若根据当前的应用模式,存在满足当前应用模式对应有效血管选取条件的有效血管,则进行后续步骤(步骤S30至步骤S50);若根据当前的应用模式,不存在满足当前应用模式对应有效血管选取条件的有效血管,则在 $T_2$ 时刻获取到超声血流图像时,检测 $T_2$ 时刻获取到的超声血流图像中是否存在满足 $T_2$ 时刻时应用模式对应有效血管选取条件的有效血管,若存在,则进行后续步骤(将 $T_2$ 时刻获取的超声血流图像作为当前的超声血流图像,进行步骤S30至步骤S50),若不存在,则在 $T_3$ 时刻获取到超声血流图像时,检测 $T_3$ 时刻获取到的超声血流图像中是否存在满足 $T_3$ 时刻时应用模式对应有效血管选取条件的有效血管,过程与上述类似,在此不做赘述。

[0132] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,所述血管信息包括血管方向、质心坐标;所述根据所述血管信息,设置血流成像参数的步骤包括:

[0133] 将所述质心坐标设置为血流取样框的中点;

[0134] 根据预设的最优成像角度以及所述血管方向,得到目标偏转角,将所述血流取样框的偏转角设置为所述目标偏转角。

[0135] 本发明一可选实施例中,获取有效血管的血管方向可以是:可采用多种已知的图像分割方法获取有效血管的骨架信息,然后通过血流的颜色,得到有效血管中血流的运动方向(以蓝色和红色为例,分别表示血流的两个不同的运动方向),基于骨架信息与血流的运动方向,即可得到有效血管的血管方向。参照图5,图5为本发明血流成像方法一实施例中有效血管血管方向的示意图。

[0136] 本发明一可选实施例中,有效血管的质心坐标计算可以是:

$$[0137] \quad x_c = \sum_{(x_k, y_k) \in V_i} x_k / K_i$$

$$[0138] \quad y_c = \sum_{(x_k, y_k) \in V_i} y_k / K_i$$

[0139] 其中, $K_i$ 为 $V_i$ 集中像素点的个数。

[0140] 本实施例中,设置血流成像参数包括以下一种或多种:设置血流取样框的位置、设置血流取样框的偏转角度、设置PW采样线的偏转角度、设置PW采样线的取样深度位置、设置PW采样线的校正角方向。具体的,将质心坐标设置为血流取样框的中点位置;根据预设的最

优成像角度(根据实际情况进行设置)以及血管方向,得到目标偏转角,将血流取样框的偏转角设置为目标偏转角,使得血管方向与偏转后的血流取样框的夹角为最优成像角度;PW采样线的偏转方向设置为与目标偏转角一致;将质心坐标设置为PW采样线的取样深度位置;设置PW采样线的偏转角后,获取采样线与血管方向的夹角,将该夹角设置为PW采样线的校正角方向。本实施例中,可设置的血流成像参数也不局限于上述列出来的参数,实际上基于血管信息,还可以自动计算PW取样长度等参数,同样可以进行自动配置。更进一步,有效血管不一定要选择一根有效血管,可以选择多根有效血管,用户可以在多根有效血管间进行切换选择,从而根据用户选择的有效血管的血管参数设置血流成像参数。

[0141] 本实施例中,根据有效血管的血管信息,设置血流成像参数,从而实现了超声血流图像进行优化,使得医生可根据优化的超声血流图像做出更准确的病情诊断。

[0142] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,所述获取所述有效血管的血管方向的步骤包括:

[0143] 获取所述有效血管的骨架信息,获取所述有效血管中血流的运动方向;

[0144] 根据所述骨架信息以及血流的运动方向,确定血管方向。

[0145] 本发明一可选实施例中,获取有效血管的血管方向可以是:可采用多种已知的图像分割方法获取有效血管的骨架信息,然后通过血流的颜色,得到有效血管中血流的运动方向(以蓝色和红色为例,分别表示血流的两个不同的运动方向),基于骨架信息与血流的运动方向,即可得到有效血管的血管方向。参照图5,图5为本发明血流成像方法一实施例中有效血管血管方向的示意图。

[0146] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,所述获取所述有效血管的骨架信息,获取所述有效血管中血流的运动方向的步骤包括:

[0147] 通过预置图像分割算法,获取所述有效血管的骨架信息;

[0148] 获取所述有效血管中血流的颜色信息,根据所属颜色信息,获取所述有效血管中血流的运动方向。

[0149] 本发明一可选实施例中,可采用多种已知的图像分割方法获取有效血管的骨架信息,然后通过血流的颜色,得到有效血管中血流的运动方向(以蓝色和红色为例,分别表示血流的两个不同的运动方向),基于骨架信息与血流的运动方向,即可得到有效血管的血管方向。

[0150] 进一步的,本发明血流成像方法一实施例中,步骤S20包括:

[0151] 对获取的第一超声血流图像进行预处理;

[0152] 检测经过预处理的第一超声血流图像中是否存在有效血管。

[0153] 本实施例中,对获取的第一超声血流图像可进行放大、数模转换、波束合成等预处理过程,其实现过程为现有技术,在此不再赘述。

[0154] 本实施例对图像进行预处理,可以提升后续的数据处理效果。

[0155] 此外,本发明实施例还提出一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储有血流成像程序,所述血流成像程序被处理器执行时实现如上所述的血流成像方法的步骤。

[0156] 本发明计算机可读存储介质的具体实施例与上述血流成像方法的各个实施例基本相同,在此不做赘述。

[0157] 需要说明的是,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者系统不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者系统所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括该要素的过程、方法、物品或者系统中还存在另外的相同要素。

[0158] 上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0159] 通过以上的实施方式的描述,本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现,当然也可以通过硬件,但很多情况下前者是更佳的实施方式。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在如上所述的一个存储介质(如ROM/RAM、磁碟、光盘)中,包括若干指令用以使得一台终端设备(可以是手机,计算机,服务器,空调器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述的方法。

[0160] 以上仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

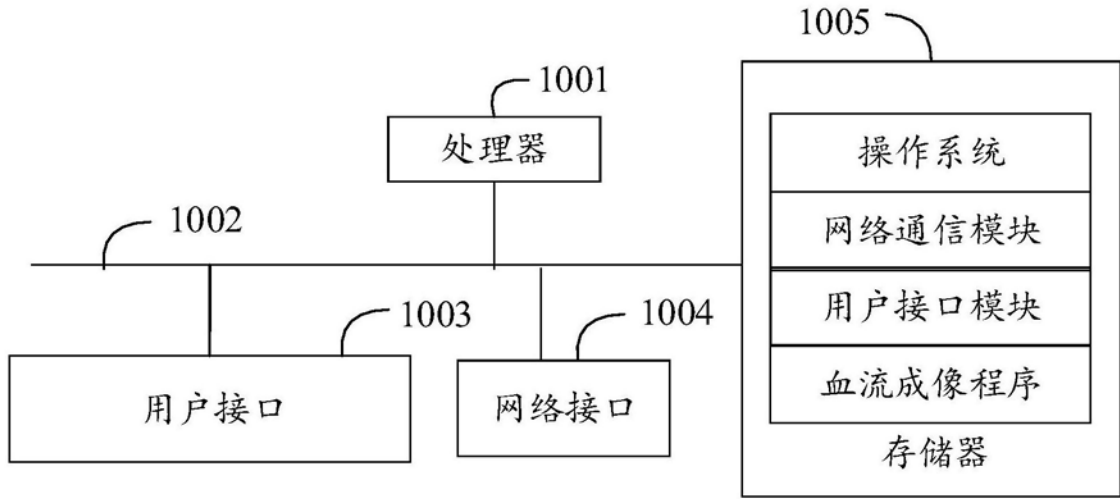


图1

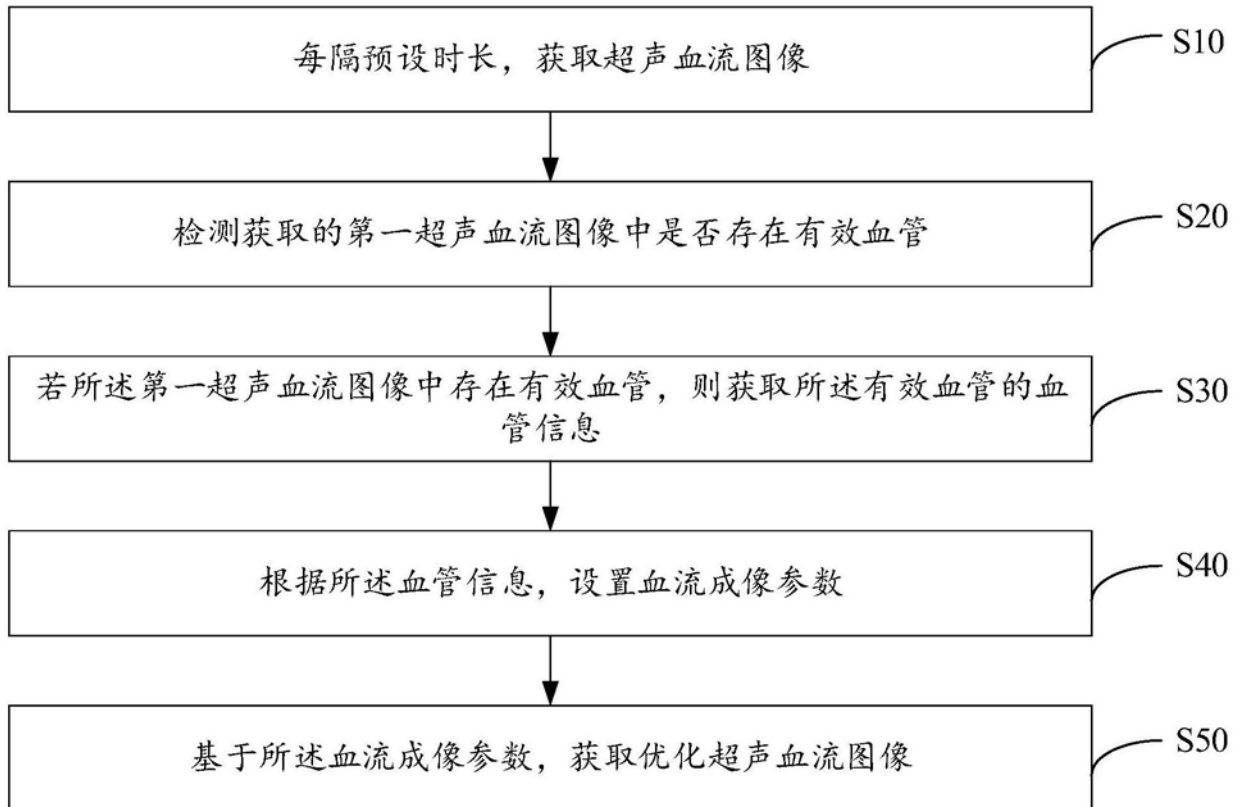


图2

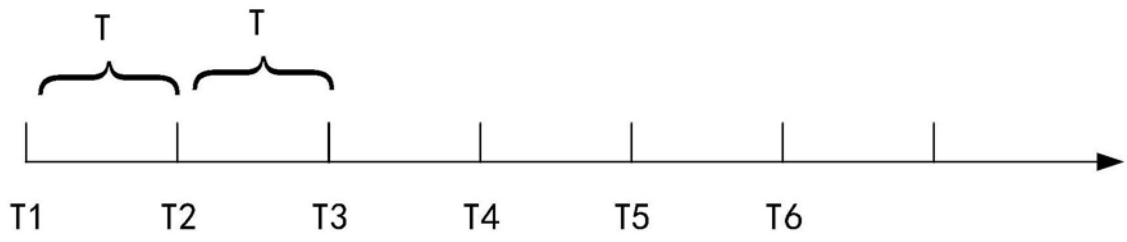


图3

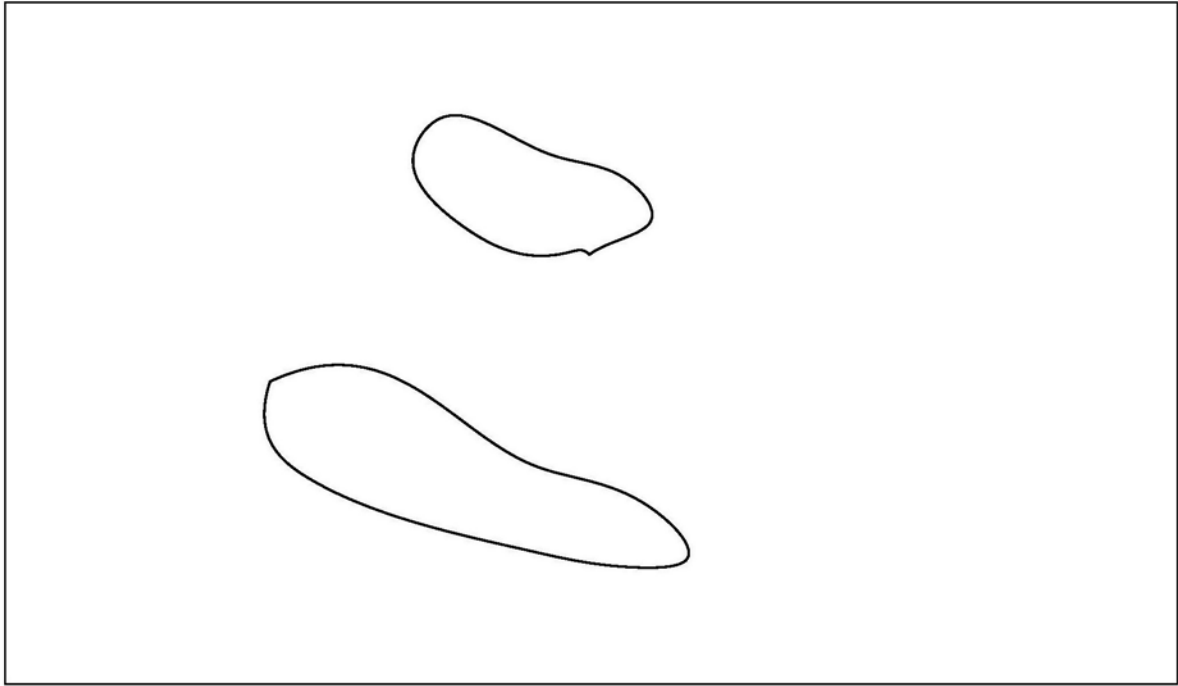


图4

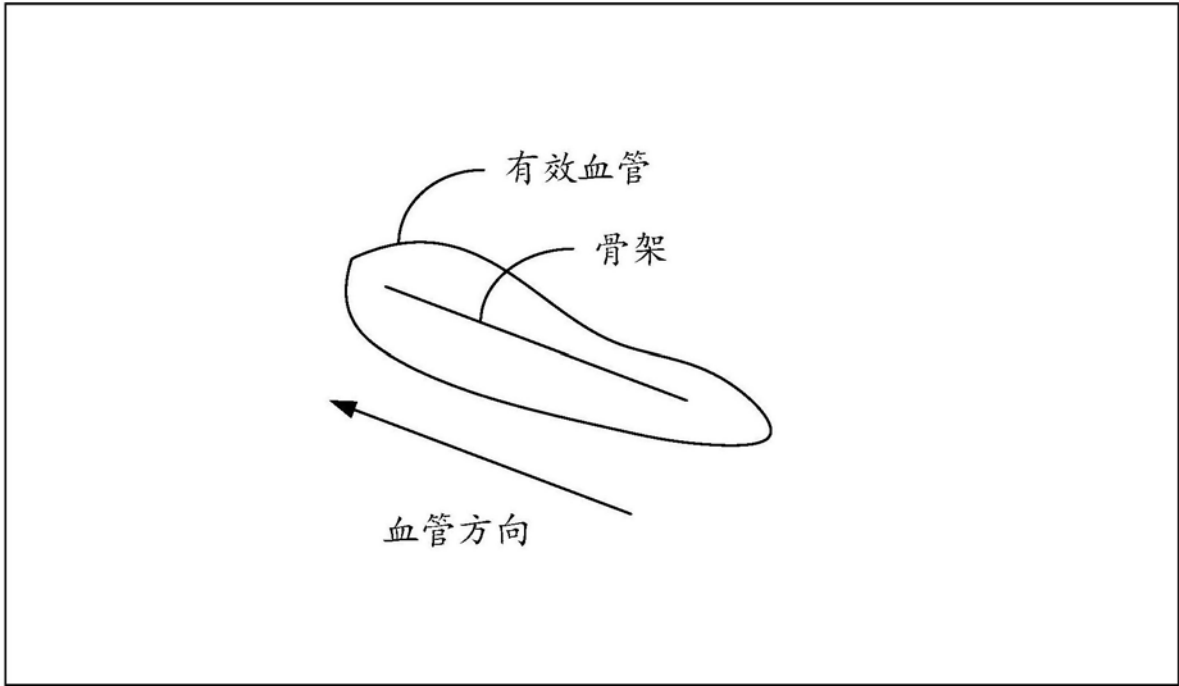


图5

专利名称(译)	血流成像方法、装置及计算机可读存储介质		
公开(公告)号	<a href="#">CN108720868A</a>	公开(公告)日	2018-11-02
申请号	CN201810562725.8	申请日	2018-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	深圳华声医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳华声医疗技术股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳华声医疗技术股份有限公司		
[标]发明人	姚斌		
发明人	姚斌		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5223		
代理人(译)	胡海国 张小容		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种血流成像方法、装置及计算机可读存储介质，所述血流成像方法包括：每隔预设时长，获取超声血流图像；检测获取的第一超声血流图像中是否存在有效血管；若所述第一超声血流图像中存在有效血管，则获取所述有效血管的血管信息；根据所述血管信息，设置血流成像参数；基于所述血流成像参数，获取优化超声血流图像。通过本发明，可根据当前血流图像中有效血管的血管信息，自动设置血流成像参数，降低了医生操作复杂度，同时提升了超声血流图像的质量。

