



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110415248 A

(43)申请公布日 2019.11.05

(21)申请号 201910820789.8

(22)申请日 2019.08.29

(71)申请人 新名医(北京)科技有限公司
地址 100080 北京市海淀区海淀西大街36号2层北侧201-016

(72)发明人 牟晓勇

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

G06T 7/13(2017.01)

A61B 8/08(2006.01)

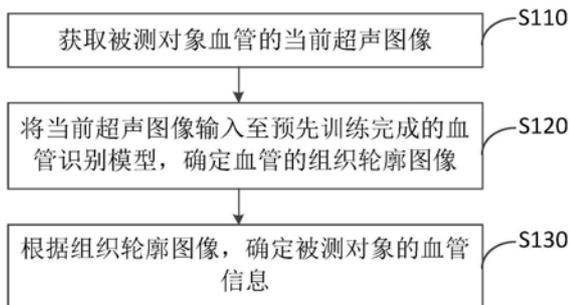
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质

(57)摘要

本发明实施例公开了一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质,该方法包括:获取被测对象血管的当前超声图像;将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮廓图像;根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息。本发明实施例通过对超声图像中血管的组织轮廓进行识别,确定被测对象的血管信息,解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题,实现了血管参数信息的智能化监测,提高了监测结果的准确度。



1. 一种基于超声的血管监测方法,其特征在于,包括:
获取被测对象血管的当前超声图像;
将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮廓图像;
根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,还包括:
获取历史被测对象的历史血管超声图像,对所述历史血管超声图像中血管的组织轮廓进行标注;
将标注后的所述历史血管超声图像作为训练样本输入至初始识别模型中,根据输出结果对所述初始识别模型的模型参数进行调整,以得到血管识别模型。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息,包括:
根据所述组织轮廓图像,确定组织轮廓数据;
根据所述组织轮廓数据,确定所述被测对象的血管信息。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述组织轮廓数据包括血管腔的轮廓数据、血管壁的轮廓数据和血管斑块的轮廓数据中的至少一项,其中,所述轮廓数据包括中心点位置、长度、厚度和长轴方向角中的至少一项。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,根据所述组织轮廓数据,确定所述被测对象的血管信息,包括:
将血管斑块的厚度数据除以血管腔的厚度数据,得到所述被测对象的血管狭窄指数。
6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,根据所述组织轮廓数据,确定所述被测对象的血管信息,包括:
根据血管壁的轮廓数据,确定血管内膜与血管腔之间的第一分界线和血管中膜与血管内膜之间的第二分界线;
将所述第一分界线和第二分界线之间的距离作为所述被测对象的血管内中膜厚度。
7. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,根据所述组织轮廓数据,确定所述被测对象的血管信息,包括:
根据血管腔的中心点位置和长轴方向角,得到所述被测对象的血流频谱;
根据所述血流频谱,确定所述被测对象的血流速度、血流阻力指数和心率中至少一项。
8. 一种基于超声的血管监测装置,其特征在于,包括:
超声图像获取模块,用于获取被测对象血管的当前超声图像;
组织轮廓图像确定模块,用于将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮廓图像;
血管信息确定模块,用于根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息。
9. 一种设备,其特征在于,所述设备包括:
一个或多个处理器;
存储器,用于存储一个或多个程序;
超声换能器,用于能量转换;
当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实

现如权利要求1-7中任一所述的基于超声的血管监测方法。

10. 一种包含计算机可执行指令的存储介质,其特征在于,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行如权利要求1-7中任一所述的基于超声的血管监测方法。

一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及超声医疗技术领域,尤其涉及一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质。

背景技术

[0002] 超声成像是通过电声换能器发出超声波探测人体,并利用超声反射回波形成图像的一种成像方法。超声成像方法常用来判断脏器的位置、大小、形态,确定病灶的范围和物理性质,适用于肝、肾、膀胱、子宫和卵巢等多种脏器疾病的诊断。

[0003] 脑卒中是危害居民健康的重大疾病,我国40岁以上的脑卒中患者已有1036万人,患病率达到1.82%,目前认为“血管斑块”与老年人缺血性脑卒中的发生密切相关。人体血管内皮受损后,脂类物质沉积在血管里,导致血管出现炎症。随着时间的推移血管发生粥样硬化,从而在血管壁形成血管斑块。血管斑块增大导致颅内血管栓塞,引发缺血性脑卒中。超声是进行无损血管斑块筛查和血流检查的重要手段,可以对粥样硬化、血管管腔、斑块形态和血流动力学等进行定性和定量评估。

[0004] 基于上述的现有技术,需要依靠有经验的医生根据超声图像,人为圈定血管的病灶位置和组织轮廓,据此给出诊断结果。但是,依赖医生的血管监测需要被监测者定期到医院接受检查,造成人力和物力的浪费,不满足基层筛查的要求。并且诊断的结果主观因素较大,容易造成较大的误差。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质,以实现

对血管参数信息的智能化监测,提高监测结果的准确度。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了一种基于超声的血管监测方法,该方法包括:

[0007] 获取被测对象血管的当前超声图像;

[0008] 将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮廓

图像;

[0009] 根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息。

[0010] 第二方面,本发明实施例还提供了一种基于超声的血管监测装置,该装置包括:

[0011] 超声图像获取模块,用于获取被测对象血管的当前超声图像;

[0012] 组织轮廓图像确定模块,用于将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别

模型,确定血管的组织轮廓图像;

[0013] 血管信息确定模块,用于根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息。

[0014] 第三方面,本发明实施例还提供了一种设备,该设备包括:

[0015] 一个或多个处理器;

[0016] 存储器,用于存储一个或多个程序;

[0017] 超声换能器,用于能量转换;

[0018] 当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行时,使得所述一个或多个处理器实现上述所涉及的任一所述的基于超声的血管监测方法。

[0019] 第四方面,本发明实施例还提供了一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行上述所涉及的任一所述的基于超声的血管监测方法。

[0020] 本发明实施例通过对超声图像中血管的组织轮廓进行识别,确定被测对象的血管信息,解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题,实现了血管参数信息的智能化监测,提高了监测结果的准确度。

附图说明

[0021] 图1是本发明实施例一提供的一种基于超声的血管监测方法的流程图。

[0022] 图2是本发明实施例一提供的病理状态下的血管组织结构示意图。

[0023] 图3是本发明实施例二提供的一种基于超声的血管监测方法的流程图。

[0024] 图4a是本发明实施例二提供的一种多普勒计算角的测量方法示意图。

[0025] 图4b是本发明实施例二提供的另一种多普勒计算角的测量方法示意图。

[0026] 图5是本发明实施例二提供的一种血流频谱示意图。

[0027] 图6是本发明实施例二提供的一种血流频谱参数的示意图。

[0028] 图7是本发明实施例三提供的一种基于超声的血管监测装置的示意图。

[0029] 图8是本发明实施例四提供的一种设备的结构示意图。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0031] 实施例一

[0032] 图1为本发明实施例一提供的一种基于超声的血管监测方法的流程图,本实施例可适用于超声设备监测体内血管的情况,该方法可以由基于超声的血管监测装置来执行,该装置可采用软件和/或硬件的方式实现,该装置可以配置于超声设备中。具体包括如下步骤:

[0033] S110、获取被测对象血管的当前超声图像。

[0034] 医学超声成像是利用超声波扫描人体,再通过接收人体组织反射或投射的超声波并进行处理,获得反映体内器官组织的声像图。目前用于医疗诊断的超声设备主要有A型超声诊断设备、M型超声诊断设备、B型超声诊断设备和多普勒超声诊断设备等等。对应的,在一个实施例中,获取的超声图像可以是A型超声图像、M型超声图像、B型超声图像和多普勒超声图像中的一种或几种,此处对超声图像的类型不作限定。其中,多普勒超声诊断设备又称之为D型超声设备,在医学临床诊断中主要用于对心脏、血管、血流和胎儿心率等检查。具体地,以超声检查颈动脉血管为例,用户可以通过将超声换能器垂直体表,顺序移动超声换能器,获得被测对象的左、右两侧的颈动脉血管的横切面和纵切面系列超声图像。

[0035] S120、将当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮

廓图像。

[0036] 在一个实施例中,可选的,获取历史被测对象的历史血管超声图像,对历史血管超声图像中血管的组织轮廓进行标注,将标注后的历史血管超声图像作为训练样本输入至初始识别模型中,根据输出结果对初始识别模型的模型参数进行调整,以得到血管识别模型。其中,血管识别模型可以采用U-net图像分割模型、TernausNet图像分割模型、DeepLab图像分割模型和Linknet图像分割模型中的一种或几种模型。

[0037] 图2是本发明实施例一提供的病理状态下的血管组织结构示意图。在健康状态下,血管组织包括血管腔和血管壁,而在病理状态下,血管腔中还会出现血管斑块。在一个实施例中,可选的,对识别出的不同组织轮廓图像采用不同的颜色进行标记,在当前的超声图像中,将血管中的血管腔用红色标记,血管壁用绿色标记,血管斑块用橙色标记。

[0038] S130、根据组织轮廓图像,确定被测对象的血管信息。

[0039] 在一个实施例中,可选的,根据组织轮廓图像,确定组织轮廓数据,根据所述组织轮廓数据,确定所述被测对象的血管信息。在一个实施例中,可选的,根据组织轮廓图像,采用椭圆轮廓检测算法确定组织轮廓数据,具体地,椭圆轮廓检测算法可以是OpenCV计算机视觉库中的FindContours轮廓检测函数。示例性的,组织轮廓数据包括血管腔的轮廓数据、血管壁的轮廓数据和血管斑块的轮廓数据中的至少一项。其中,轮廓数据包括中心点位置、长度、厚度和长轴方向角中的至少一项。对应的,举例而言,血管腔的轮廓数据包括但不限于血管腔的厚度数据(即血管内径)、中心点位置和长轴方向角,血管壁的轮廓数据包括但不限于血管壁的长度数据和厚度数据,血管斑块的轮廓数据包括但不限于血管斑块的厚度数据和长度数据。

[0040] 在一个实施例中,可选的,被测对象的血管信息包括但不限于血管狭窄指数、血管内中膜厚度、血流频谱、血流速度、血流阻力指数和心率。在一个实施例中,可选的,如果组织轮廓数据中存在血管斑块的轮廓数据,即当前超声图像中识别到血管中的血管斑块,则根据血管斑块的厚度数据除以血管腔的厚度数据,得到被测对象的血管狭窄指数。在一个实施例中,可选的,如果血管斑块的厚度数据大于预设厚度,示例性的,预设厚度为1.2mm,则提示血管斑块形成。

[0041] 在一个实施例中,可选的,根据血管内中膜厚度判断是否有血管斑块形成。如图2所示,血管壁分为内膜、中膜和外膜,血管内中膜厚度(Intima-Media Thickness, IMT)是指血管壁上内膜和中膜平滑肌之间的厚度。其中,血管壁包括血管前壁和血管后壁。以血管后壁为例,通过超声束到达血管壁时,血管壁内膜的回声较强,在超声图像中呈连续光滑的细线型回声光带;中膜主要由平滑肌和结缔组织组成,呈暗带;外膜由疏松结缔组织构成,呈较内膜清晰明亮的强光带。在一个实施例中,可选的,根据血管壁轮廓图像,将当前血管壁轮廓图像输入至预先训练完成的血管壁识别模型,得到血管壁内膜、中膜和外膜的轮廓图像。其中,血管壁识别模型与血管识别模型的实现方法类似,此处不再赘述。示例性的,采用椭圆轮廓检测算法确定血管壁内膜、中膜和外膜的轮廓数据,将血管壁内膜厚度数据与血管壁中膜厚度数据相加作为血管内中膜厚度。

[0042] 在一个实施例中,可选的,根据血管壁轮廓数据,确定血管内膜与血管腔之间的第一分界线和血管中膜与血管内膜之间的第二分界线,将第一分界线和第二分界线之间的距离作为被测对象的血管内中膜厚度。在一个实施例中,可选的,根据识别得到的血管壁轮廓

图像,沿垂直于血管腔的长轴方向,采用梯度算法、边缘检测法、动态规划模型分割法、Snake分割法和水平集法中的至少一种方法对内膜与血管腔之间的分界线和外膜与外膜之间的分界线进行识别,通过测量两个分界线之间的距离,得到被测对象的血管内中膜厚度。

[0043] 在一个实施例中,可选的,血管内中膜厚度包括但不限于最大值、最小值和平均值等数值结果。血管内中膜厚度增厚是血管斑块形成的早期标志,可以根据血管内中膜厚度判断血管的当前的状态。示例性的,当血管内中膜厚度值小于1.0mm则认为血管状态正常,血管内中膜厚度值在1.0mm-1.2mm之间则认为血管壁增厚,超过1.2mm则认为有血管斑块形成。

[0044] 本实施例的技术方案,通过对超声图像中血管的组织轮廓进行识别,确定被测对象的血管信息,解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题,实现了血管参数信息的智能化监测,提高了监测结果的准确度。

[0045] 实施例二

[0046] 图3是本发明实施例二提供的一种基于超声的血管监测方法的流程图,本实施例的技术方案是上述实施例的基础上的进一步细化。可选的,根据所述组织轮廓数据,确定所述被测对象的血管信息,包括:根据血管腔的中心点位置和长轴方向角,得到所述被测对象的血流频谱;根据所述血流频谱,确定所述被测对象的血流速度、血流阻力指数和心率中至少一项。

[0047] 本实施例的方法具体包括如下步骤:

[0048] S210、获取被测对象血管的当前超声图像。

[0049] S220、将当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮廓图像。

[0050] S230、根据组织轮廓图像,确定被测对象的血流频谱。

[0051] 血流频谱可以反映出血管内血流信息,其中,血流信息包括但不限于血流速度、血流量和血流方向。在一个实施例中,可选的,根据组织轮廓图像,确定血管腔的中心点位置和长轴方向角,进而确定被测对象的血流频谱。其中,中心点位置可以根据血管腔的轮廓范围数据来确定,示例性的,由血管腔的长度数据和宽度数据确定血管腔的轮廓范围,得到血管腔沿x轴中点和沿y轴中点,从而得到血管腔在二维坐标系中的中心点位置。值得注意的是,当血管内有血管斑块存在时,此时得到的中心点位置可能并不是严格意义上的血管腔的中心点位置。长轴方向角 θ_v 是根据血管内的血流方向确定的血管长轴方向与水平线之间的夹角。

[0052] 在一个实施例中,可选的,根据血管腔轮廓数据中的血管腔的中心点位置和长轴方向角,再结合超声声束与水平线方向的夹角 θ_d ,计算得到多普勒计算角 θ ,即超声声束与血流方向之间的夹角。在超声多普勒检查中,多普勒计算角 θ 通常小于 60° 以降低测量结果的误差。图4a是本发明实施例二提供的一种多普勒计算角的测量方法示意图。当超声扫描方向为左偏转时,长轴方向角 $\theta_v > 0$,此时多普勒计算角 θ 的计算公式为 $\theta = \theta_d - \theta_v$ 。图4b是本发明实施例二提供的另一种多普勒计算角的测量方法示意图。当超声扫描方向为右偏转时,长轴方向角 $\theta_v < 0$,此时多普勒计算角 θ 的计算公式为 $\theta = \pi - \theta_d - \theta_v$ 。在一个实施例中,

通过公式 $v=cf_d/(2f_0\cos\theta)$ 计算得到血管内血流速度。其中， v 为血流速度， c 为超声声束在组织中的传播速度， f_d 为发射频率与接收频率之间的差值，又称频移， f_0 为发射频率。

[0053] 图5是本发明实施例二提供的一种动脉血管血流频谱示意图。在一个实施例中，可选的，当检测动脉血管血流频谱时，通过监测多普勒尖峰出现时的声音，得到3~5个心动周期的血流频谱。血管腔内的血流速度是不均等的，管壁处速度为0，血管腔中央速度为最大，一种速度对应一个频移。超声探头接收到的不是单频信号，而是各种不同频率的混合复杂信号，该信号经过傅里叶变换后以实时血流频谱的形式显示。血流频谱的频移时相以横坐标数值表示，单位为秒(s)。频移幅值代表血流数值的大小，单位有两种，一种是频移单位KHz表示，一种是以速度的米/秒(m/s)表示。频移方向以频谱上的零位基线为准，基线上方为正，表示血流方向朝向探头，基线下方为负，表示血流方向背向探头。

[0054] S240、根据血流频谱，确定被测对象的血流速度、血流阻力指数和心率中的至少一项。

[0055] 图6是本发明实施例二提供的一种血流频谱参数的示意图。根据血流频谱，自动采集血流频谱图的轮廓(如图6中的连续实线)，从而得到被测对象的血流速度，其中，血流速度包括最大值、最小值和平均值等至少一项。其中，血流速度的最大值为血管收缩期峰值流速(Peak Systolic Velocity, PSV)，血流速度的最小值为舒张末期血流速度(End-Diastolic Volume, EDV)，二者都是用来表征血管健康状态的重要指标。在一个实施例中，可选的，根据计算公式 $RI=(PSV-EDV)/PSV$ ，确定血流阻力指数(Resistance Index, RI)。在一个实施例中，可选的，根据血流频谱图中相邻频谱峰值之间的距离，计算得到被测对象的心率，又称搏动指数(Pulsatile index, PI)。在一个实施例中，可选的，通过检测不止一个心动周期内的血流频谱，计算上述各个参数的平均值，作为血流信息的输出结果。

[0056] 本实施例的技术方案，通过对超声图像中血管的组织轮廓进行识别，确定了被测对象的血流频谱，并进一步的通过血流频谱得到了被测对象的血管信息，解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题，实现了血管参数信息的智能化监测，提高了监测结果的准确度。

[0057] 实施例三

[0058] 图7是本发明实施例三提供的一种基于超声的血管监测装置的示意图。本实施例可适用于于超声设备监测体内血管的情况，该装置可采用软件和/或硬件的方式实现，该装置可以配置于超声设备中。该基于超声的血管监测装置包括：超声图像获取模块310、组织轮廓图像确定模块320和血管信息确定模块330。

[0059] 其中，超声图像获取模块310，用于获取被测对象血管的当前超声图像。

[0060] 组织轮廓图像确定模块320，用于将当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型，确定血管的组织轮廓图像。

[0061] 血管信息确定模块330，用于根据组织轮廓图像，确定被测对象的血管信息。

[0062] 本实施例的技术方案，通过对超声图像中血管的组织轮廓进行识别，确定被测对象的血管信息，解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题，实现了血管参数信息的智能化监测，提高了监测结果的准确度。

[0063] 在上述技术方案的基础上，可选的，组织轮廓数据确定模块320包括：

[0064] 组织轮廓标注单元，用于获取历史被测对象的历史血管超声图像，对历史血管超声图像中血管的组织轮廓进行标注；

[0065] 血管识别模型确定单元,用于将标注后的历史血管超声图像作为训练样本输入至初始识别模型中,根据输出结果对初始识别模型的模型参数进行调整,以得到血管识别模型。

[0066] 可选的,血管信息确定模块330包括:

[0067] 组织轮廓数据确定单元,用于根据组织轮廓图像,确定组织轮廓数据;

[0068] 血管信息确定单元,用于根据组织轮廓数据,确定被测对象的血管信息。

[0069] 可选的,血管信息确定单元中的组织轮廓数据包括血管腔的轮廓数据、血管壁的轮廓数据和血管斑块的轮廓数据中的至少一项,其中,轮廓数据包括中心点位置、长度、厚度和长轴方向角中的至少一项。

[0070] 可选的,血管信息确定单元包括:

[0071] 血管狭窄系数确定子单元,用于将血管斑块的厚度数据除以血管腔的厚度数据,得到被测对象的血管狭窄指数。

[0072] 可选的,血管信息确定单元包括:

[0073] 分界线确定子单元,用于根据血管壁的轮廓数据,确定血管内膜与血管腔之间的第一分界线和血管中膜与血管内膜之间的第二分界线;

[0074] 血管内中膜厚度确定子单元,用于将第一分界线和第二分界线之间的距离作为被测对象的血管内中膜厚度。

[0075] 可选的,血管信息确定单元包括:

[0076] 血流频谱确定子单元,用于根据血管腔的中心点位置和长轴方向角,得到被测对象的血流频谱;

[0077] 血管信息确定子单元,用于根据血流频谱,确定被测对象的血流速度、血流阻力指数和心率中至少一项。

[0078] 本发明实施例所提供的基于超声的血管监测装置可以用于执行本发明实施例所提供的基于超声的血管监测方法,具备执行方法相应的功能和有益效果。

[0079] 值得注意的是,上述基于超声的血管监测装置的实施例中,所包括的各个单元和模块只是按照功能逻辑进行划分的,但并不局限于上述的划分,只要能够实现相应的功能即可;另外,各功能单元的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本发明的保护范围。

[0080] 实施例四

[0081] 图8是本发明实施例四提供的一种设备的结构示意图,本发明实施例四为本发明上述实施例的基于超声的血管监测方法的实现提供服务,可配置上述实施例中的基于超声的血管监测装置。

[0082] 该设备的组件包括处理器40、存储器41、输入装置42、输出装置43和超声换能器44;设备中的处理器40的数量可以是一个或多个,图8中以一个处理器40为例;设备中的处理器40、存储器41、输入装置42、输出装置43和超声换能器44可以通过总线或其他方式连接,图8中以通过总线连接为例。

[0083] 存储器41作为一种计算机可读存储介质,可用于存储软件程序、计算机可执行程序以及模块,如本发明实施例中的基于超声的血管监测方法对应的程序指令/模块(例如,超声图像获取模块310、组织轮廓图像确定模块320和血管信息确定模块330)。处理器40通过运行存储在存储器41中的软件程序、指令以及模块,从而执行设备的各种功能应用以及

数据处理,即实现上述的基于超声的血管监测方法。

[0084] 存储器41可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据终端的使用所创建的数据等。此外,存储器41可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在一些实例中,存储器41可进一步包括相对于处理器40远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至超声设备。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0085] 输入装置42可用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与超声设备的用户设置以及功能控制有关的键信号输入。输出装置43可包括显示屏等显示设备。

[0086] 超声换能器44是超声成像设备中的关键部件,它由一组具有压电效应的特殊晶体制成。这种压电晶体具有特殊的性质,就是在晶体特定方向上加上电压,晶体会发生形变,反过来当晶体发生形变时,对应方向上就会产生电压,实现了电信号与超声波的转换,具有超声发射和接收的双重功能。

[0087] 通过上述设备对超声图像中血管的组织轮廓进行识别,确定被测对象的血管信息,解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题,实现了血管参数信息的智能化监测,提高了监测结果的准确度。

[0088] 实施例五

[0089] 本发明实施例五还提供了一种包含计算机可执行指令的存储介质,计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行一种基于超声的血管监测方法,该方法包括:

[0090] 获取被测对象血管的当前超声图像;

[0091] 将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型,确定血管的组织轮廓图像;

[0092] 根据所述组织轮廓图像,确定所述被测对象的血管信息。

[0093] 本发明实施例的计算机存储介质,可以采用一个或多个计算机可读的介质的任意组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质。计算机可读存储介质例如可以是但不限于电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或器件,或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子(非穷举的列表)包括:具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦式可编程只读存储器(EPROM或闪存)、光纤、便携式紧凑磁盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、磁存储器件、或者上述的任意合适的组合。在本文件中,计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质,该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。

[0094] 计算机可读的信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号,其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式,包括但不限于电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读的信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质,该计算机可读介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。

[0095] 计算机可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输,包括但不限于无线、电线、光缆、RF等等,或者上述的任意合适的组合。

[0096] 可以以一种或多种程序设计语言或其组合来编写用于执行本发明操作的计算机程序代码,程序设计语言包括面向对象的程序设计语言,诸如Java、Smalltalk、C++,还包括常规的过程式程序设计语言,诸如“C”语言或类似的程序设计语言。程序代码可以完全地在用户计算机上执行、部分地在用户计算机上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算机上部分在远程计算机上执行、或者完全在远程计算机或服务器上执行。在涉及远程计算机的情形中,远程计算机可以通过任意种类的网络包括局域网(LAN)或广域网(WAN),连接到用户计算机,或者,可以连接到外部计算机(例如利用因特网服务提供商来通过因特网连接)。

[0097] 当然,本发明实施例所提供的一种包含计算机可执行指令的存储介质,其计算机可执行指令不限于如上的方法操作,还可以执行本发明任意实施例所提供的基于超声的血管监测方法中的相关操作。

[0098] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

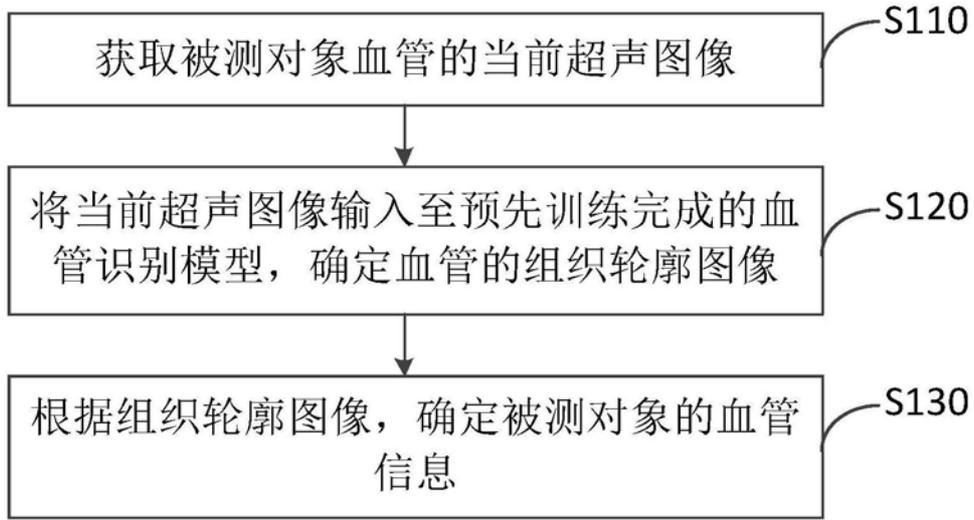


图1

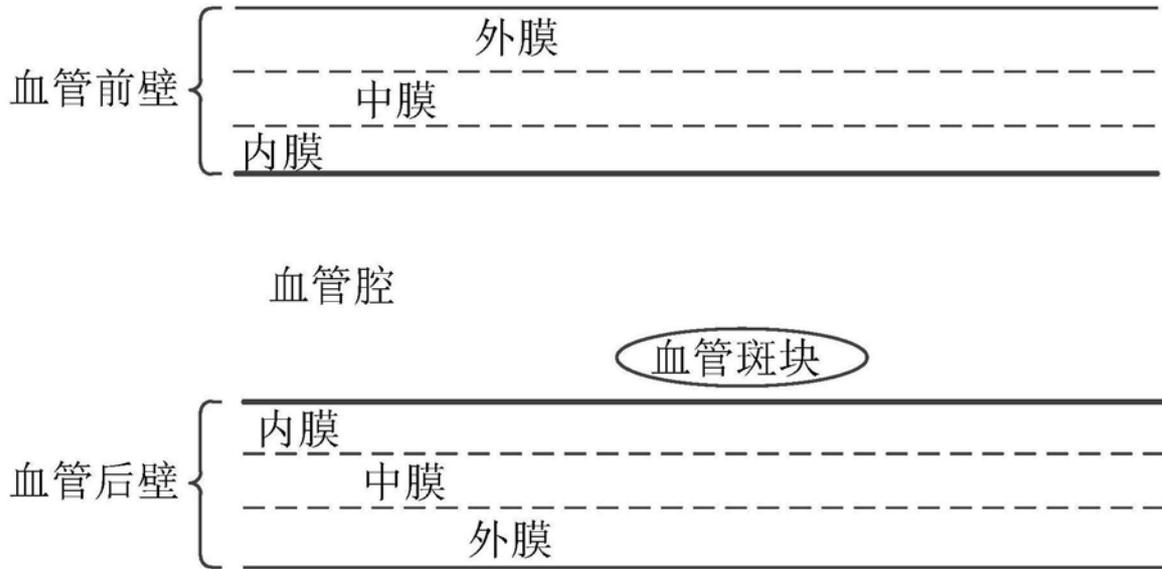


图2

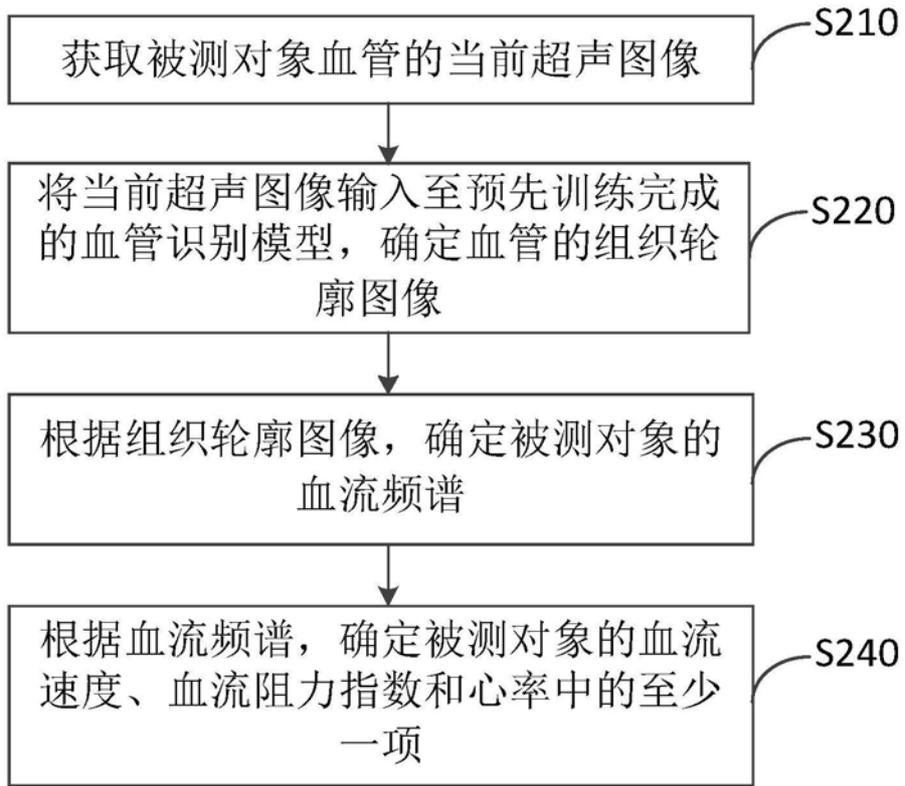


图3

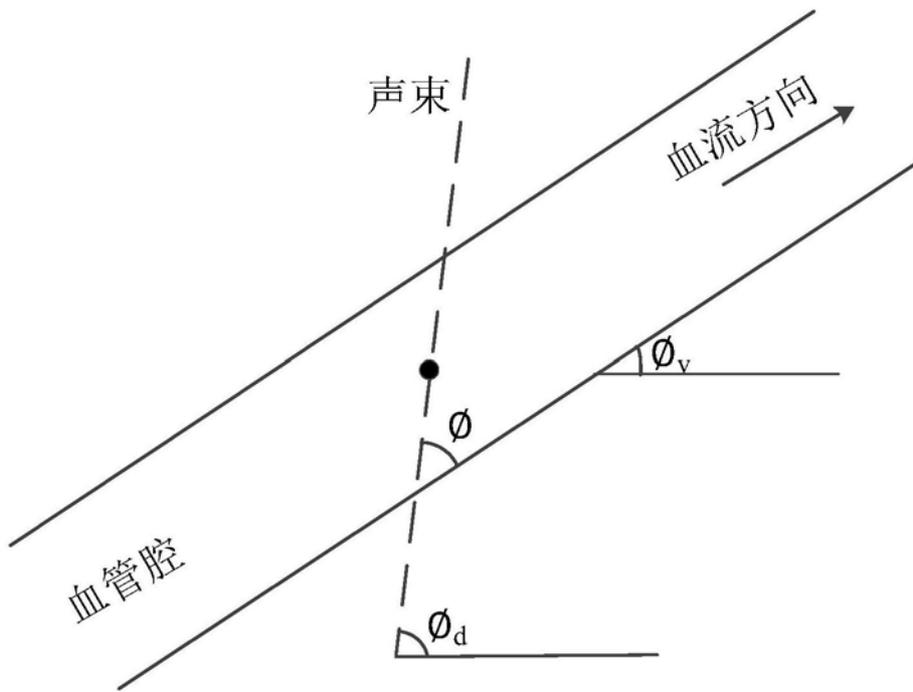


图4a

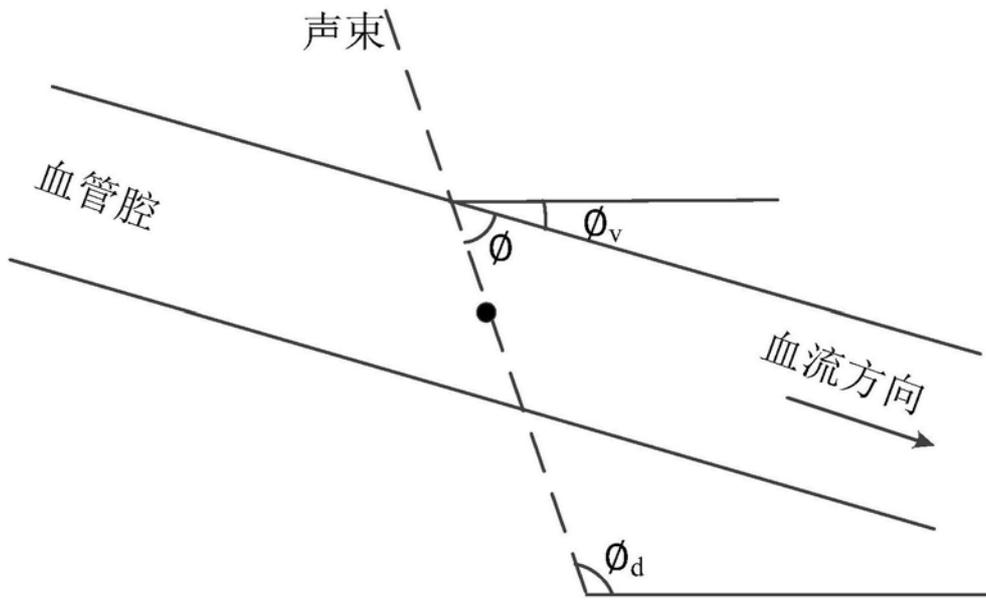


图4b

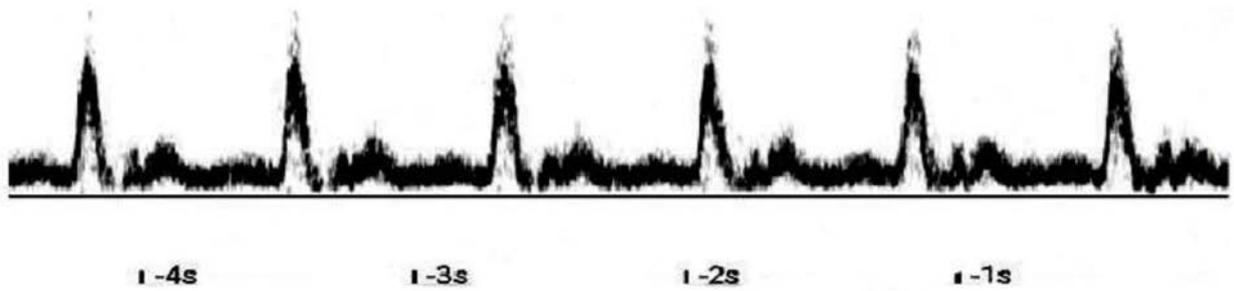


图5

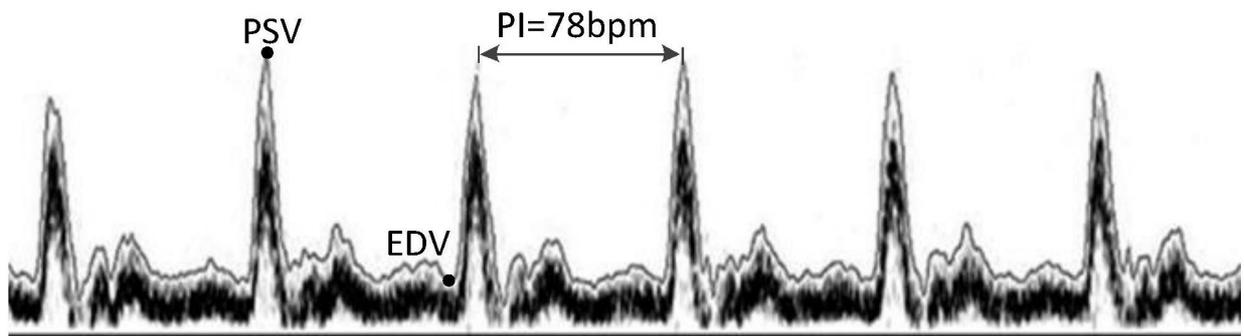


图6



图7

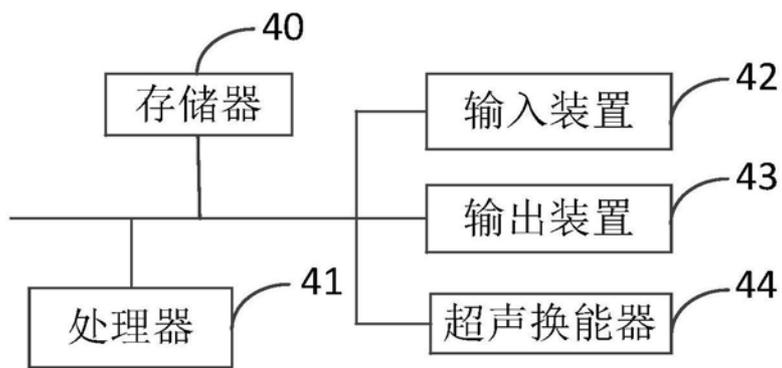


图8

专利名称(译)	一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质		
公开(公告)号	CN110415248A	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201910820789.8	申请日	2019-08-29
[标]发明人	牟晓勇		
发明人	牟晓勇		
IPC分类号	G06T7/00 G06T7/13 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 G06T7/0012 G06T7/13 G06T2207/10132 G06T2207/30104		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明实施例公开了一种基于超声的血管监测方法、装置、设备及存储介质，该方法包括：获取被测对象血管的当前超声图像；将所述当前超声图像输入至预先训练完成的血管识别模型，确定血管的组织轮廓图像；根据所述组织轮廓图像，确定所述被测对象的血管信息。本发明实施例通过对超声图像中血管的组织轮廓进行识别，确定被测对象的血管信息，解决了需要人为区分血管组织轮廓的问题，实现了血管参数信息的智能化监测，提高了监测结果的准确度。

