



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107979987 A

(43)申请公布日 2018.05.01

(21)申请号 201780002191.7

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.05.27

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2017/086370 2017.05.27

(71)申请人 北京悦琦创通科技有限公司

地址 100176 北京市大兴区经济技术开发区经海二路25号三层C002室

(72)发明人 马忠伟 胡鹏 冯磊 赵新

李高隆

(74)专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务

所(普通合伙) 11481

代理人 徐丁峰

权利要求书3页 说明书21页 附图5页

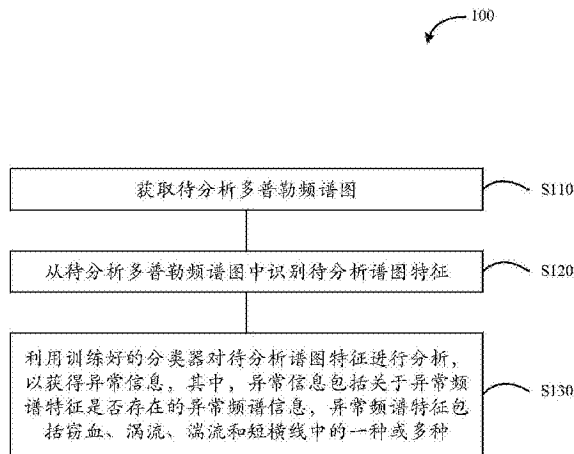
(54)发明名称

谱图分析方法、装置和设备及计算机可读存储介质

(57)摘要

本发明实施例提供一种谱图分析方法、装置和设备及计算机可读存储介质。谱图分析方法包括：获取待分析多普勒频谱图；从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征；以及利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析，以获得异常信息，其中，异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息，异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。上述方法、装置和设备及计算机可读存储介质，基于经颇多普勒频谱图的谱图特征自动识别异常频谱特征，可以节约人力成本，并且可以提高特征识别的效率和准确性，从而有助于提高疾病诊断的正确性，具有极大的应用价值和广泛的市场前景。

CN 107979987 A



1. 一种谱图分析方法,包括:

获取待分析多普勒频谱图;

从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及

利用训练好的分类器对所述待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,所述异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,所述异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述异常频谱特征包括所述窃血,所述待分析谱图特征包括与所述待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征,所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征包括:

从所述待分析多普勒频谱图中识别最大值包络;

根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期;以及

根据所述识别出的最大值包络在任一心动周期中的变化规律确定所述待分析多普勒频谱图的波形是否发生反向,以获得所述波形特征。

3. 如权利要求2所述的方法,其中,在所述根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期之前,所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征还包括:

对所述识别出的最大值包络进行包络平滑。

4. 如权利要求1所述的方法,其中,所述异常频谱特征包括涡流和/或短横线,所述待分析谱图特征包括与所述待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征,所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征包括:

对所述待分析多普勒频谱图中的血流信号的能量求平均值,以获得有效平均值;

在所述待分析多普勒频谱图中查找能量高于所述有效平均值的目标区域;

分析所述目标区域的形态,以获得形态特征;

分析所述目标区域相对于所述待分析多普勒频谱图的基线的对称性,以获得对称性特征;

其中,所述能量分布特征包括所述形态特征和所述对称性特征。

5. 如权利要求4所述的方法,其中,在所述异常频谱特征包括涡流的情况下,所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征还包括:

从所述待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,所述待分析谱图特征还包括所述频窗特征。

6. 如权利要求1所述的方法,其中,所述异常频谱特征包括湍流,所述待分析谱图特征包括与所述待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征,所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征包括:

根据所述待分析多普勒频谱图确定血流速度及能量的对应关系;

以所述血流速度和所述能量作为变量进行曲线拟合;以及

计算所拟合的曲线的斜率;

其中,所述流速能量特征包括所述斜率。

7. 如权利要求6所述的方法,其中,所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征还包括:

从所述待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特

征,其中,所述待分析谱图特征还包括所述频窗特征。

8.如权利要求1所述的方法,其中,

在所述获取待分析多普勒频谱图之前,所述方法还包括:

获取初始多普勒频谱图;以及

如果所述初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或多于两个血管的多普勒信号生成的,则将所述初始多普勒频谱图分解为与所述两个或多于两个血管一一对应的两个或多于两个子多普勒频谱图;

所述获取待分析多普勒频谱图包括:

确定所述两个或多于两个子多普勒频谱图之一为所述待分析多普勒频谱图。

9.如权利要求1所述的方法,其中,在所述获取待分析多普勒频谱图之前,所述方法还包括:

获取初始多普勒频谱图;

如果所述初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或多于两个血管的多普勒信号生成的并且在所述初始多普勒频谱图中所述两个或多于两个血管的血流方向相同,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

10.如权利要求1所述的方法,其中,在所述获取待分析多普勒频谱图之前,所述方法还包括:

获取初始多普勒频谱图;

如果所述初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的并且在所述初始多普勒频谱图中所述两个血管的血流方向反向并且在所述初始多普勒频谱图中与至少一个血管对应的谱图部分存在异常,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

11.如权利要求1所述的方法,其中,在所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征之前,所述方法还包括:

对所述待分析多普勒频谱图进行降噪。

12.如权利要求11所述的方法,其中,所述对所述待分析多普勒频谱图进行降噪包括:

通过滤波方式将所述待分析多普勒频谱图中能量高于预设能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的所述待分析多普勒频谱图。

13.如权利要求11所述的方法,其中,所述对所述待分析多普勒频谱图进行降噪包括:

对所述待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,以获得谱图平均值;

计算所述待分析多普勒频谱图中低于所述谱图平均值的能量的均值和方差;

根据所述均值和所述方差设定自适应能量阈值;以及

通过滤波方式将所述待分析多普勒频谱图中能量高于所述自适应能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的所述待分析多普勒频谱图。

14.如权利要求1所述的方法,其中,在所述从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征之前,所述方法还包括:

通过滤波方式对所述待分析多普勒频谱图进行干扰过滤,以去除所述待分析多普勒频谱图中的干扰信号。

15.如权利要求1所述的方法,其中,所述异常信息还包括:关于血流整体上是否正常的

状态信息和/或关于血流方向是否反向的方向信息。

16. 如权利要求1所述的方法,其中,所述方法还包括:

获取正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图,其中,所述正样本多普勒频谱图包含与所述待分析多普勒频谱图所包含的异常频谱特征类型一致的特定异常频谱特征,所述负样本多普勒频谱图不包含所述特定异常频谱特征;

从所述正样本多普勒频谱图中识别正样本谱图特征,并从所述负样本多普勒频谱图中识别负样本谱图特征;以及

利用所述正样本谱图特征和所述负样本谱图特征训练分类器模型,以获得所述训练好的分类器。

17. 一种谱图分析装置,包括:

待分析谱图获取模块,用于获取待分析多普勒频谱图;

待分析特征识别模块,用于从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及

分析模块,用于利用训练好的分类器对所述待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,所述异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,所述异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

18. 一种谱图分析设备,包括:

存储器,用于存储程序;

处理器,用于运行所述程序;

其中,所述程序在所述处理器中运行时,用于执行以下步骤:

获取待分析多普勒频谱图;

从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及

利用训练好的分类器对所述待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,所述异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,所述异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

19. 如权利要求18所述的设备,其中,所述谱图分析设备是独立于用于采集多普勒信号以获得所述待分析多普勒频谱图的超声经颅多普勒血流分析仪的设备,或者所述谱图分析设备是所述超声经颅多普勒血流分析仪。

20. 一种计算机可读存储介质,所述存储介质上存储了程序,所述程序在运行时用于执行如下步骤:

获取待分析多普勒频谱图;

从所述待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及

利用训练好的分类器对所述待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,所述异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,所述异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

谱图分析方法、装置和设备及计算机可读存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及超声多普勒血流检测技术领域,更具体地涉及一种谱图分析方法、装置和设备及计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 超声多普勒(Transcranial Doppler,TCD)血流分析是通过非侵入性的检查评价不同血流状态生理学特征的一种方法。超声经颅多普勒血流分析仪是一种定制化的超声设备,专门用于经颅骨的超声检查。超声经颅多普勒血流分析仪是二十世纪八十年代初出现的产品,用于诊断脑血管病变,帮助检查脑血管变窄、阻塞、血流不畅或脑溢血等病情。应用多普勒频谱分析技术,可以为临床诊断提供血流波形、血流速度(峰速度、平均速度)和血流紊乱等信息,对脑血管疾病的早期发现十分重要。

[0003] 超声经颅多普勒血流分析仪使用体外超声探头经颅骨的缝隙或“窗口”向脑血管发射超声波。超声波与血流之间产生多普勒效应(多普勒频移),反射的超声波返回探头,由分析仪中的处理器进行数据处理,得出相应的信息。利用多普勒效应,超声经颅多普勒血流分析仪可以探查血管内血液流动速度等信息。

[0004] 现有的经颅多普勒设备,主要是生成经颅多普勒频谱图(可简称“谱图”)后,由操作者对谱图进行分析,识别谱图中的异常频谱特征(例如窃血、涡流、湍流、短横线等),进而给出诊断意见。首先,这会增加操作者的工作量,操作者需要人工对特征进行逐一识别。其次,操作者的特征识别受精神状态影响较大,在疲劳、心情低落时可能会出现漏识别现象。再次,临床诊断问题非常复杂,对于操作者的技术要求较高,需要较多的临床培训。因此需要一种自动对谱图进行分析的方法。

发明内容

[0005] 考虑到上述问题而提出了本发明。本发明提供了一种谱图分析方法、装置和设备及计算机可读存储介质。

[0006] 根据本发明一方面,提供了一种谱图分析方法。该方法包括:获取待分析多普勒频谱图;从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0007] 示例性地,异常频谱特征包括窃血,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征包括:从待分析多普勒频谱图中识别最大值包络;根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期;以及根据识别出的最大值包络在任一心动周期中的变化规律确定待分析多普勒频谱图的波形是否发生反向,以获得波形特征。

[0008] 示例性地,在根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期之前,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征还包括:对识别出的最大值包络进行包络平滑。

[0009] 示例性地,异常频谱特征包括涡流和/或短横线,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征包括:对待分析多普勒频谱图中的血流信号的能量求平均值,以获得有效平均值;在待分析多普勒频谱图中查找能量高于有效平均值的目标区域;分析目标区域的形态,以获得形态特征;分析目标区域相对于待分析多普勒频谱图的基线的对称性,以获得对称性特征;其中,能量分布特征包括形态特征和对称性特征。

[0010] 示例性地,在异常频谱特征包括涡流的情况下,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征还包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0011] 示例性地,异常频谱特征包括湍流,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征包括:根据待分析多普勒频谱图确定血流速度及能量的对应关系;以血流速度和能量作为变量进行曲线拟合;以及计算所拟合的曲线的斜率;其中,流速能量特征包括斜率。

[0012] 示例性地,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征还包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0013] 示例性地,在获取待分析多普勒频谱图之前,方法还包括:获取初始多普勒频谱图;以及如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的,则将初始多普勒频谱图分解为与两个或两个血管一一对应的两个或两个子多普勒频谱图;获取待分析多普勒频谱图包括:确定两个或两个子多普勒频谱图之一为待分析多普勒频谱图。

[0014] 示例性地,在获取待分析多普勒频谱图之前,方法还包括:获取初始多普勒频谱图;如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个或两个血管的血流方向相同,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0015] 示例性地,在获取待分析多普勒频谱图之前,方法还包括:获取初始多普勒频谱图;如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个血管的血流方向反向并且在初始多普勒频谱图中与至少一个血管对应的谱图部分存在异常,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0016] 示例性地,在从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征之前,方法还包括:对待分析多普勒频谱图进行降噪。

[0017] 示例性地,对待分析多普勒频谱图进行降噪包括:通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于预设能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0018] 示例性地,对待分析多普勒频谱图进行降噪包括:对待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,以获得谱图平均值;计算待分析多普勒频谱图中低于谱图平均值的能量的均值和方差;根据均值和方差设定自适应能量阈值;以及通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于自适应能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0019] 示例性地,在从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征之前,方法还包括:通过滤波方式对待分析多普勒频谱图进行干扰过滤,以去除待分析多普勒频谱图中的干扰信号。

[0020] 示例性地,异常信息还包括:关于血流整体上是是否正常的状态信息和/或关于血流方向是否反向的方向信息。

[0021] 示例性地,方法还包括:获取正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图,其中,正样本多普勒频谱图包含与待分析多普勒频谱图所包含的异常频谱特征类型一致的特定异常频谱特征,负样本多普勒频谱图不包含特定异常频谱特征;从正样本多普勒频谱图中识别正样本谱图特征,并从负样本多普勒频谱图中识别负样本谱图特征;以及利用正样本谱图特征和负样本谱图特征训练分类器模型,以获得训练好的分类器。

[0022] 根据本发明另一方面,提供一种谱图分析装置,包括:待分析谱图获取模块,用于获取待分析多普勒频谱图;待分析特征识别模块,用于从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及分析模块,用于利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0023] 根据本发明另一方面,提供一种谱图分析设备,包括:存储器,用于存储程序;处理器,用于运行程序;其中,程序在处理器中运行时,用于执行以下步骤:获取待分析多普勒频谱图;从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0024] 示例性地,谱图分析设备是独立于用于采集多普勒信号以获得待分析多普勒频谱图的超声经颅多普勒血流分析仪的设备,或者谱图分析设备是超声经颅多普勒血流分析仪。

[0025] 根据本发明另一方面,提供一种计算机可读存储介质,存储介质上存储了程序,程序在运行时用于执行如下步骤:获取待分析多普勒频谱图;从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0026] 根据本发明实施例的方法、装置和设备及计算机可读存储介质,基于经颅多普勒频谱图的谱图特征自动识别异常频谱特征,可以节约人力成本,并且可以提高特征识别的效率和准确性,从而有助于提高疾病诊断的正确性,具有极大的应用价值和广泛的市场前景。

附图说明

[0027] 通过结合附图对本发明实施例进行更详细的描述,本发明的上述以及其它目的、特征和优势将变得更加明显。附图用来提供对本发明实施例的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与本发明实施例一起用于解释本发明,并不构成对本发明的限制。在附图中,相同的参考标号通常代表相同部件或步骤。

[0028] 图1示出根据本发明一个实施例的谱图分析方法的示意性流程图;

- [0029] 图2示出根据本发明一个示例的经频多普勒频谱图的示意图；
- [0030] 图3示出血液在血管中流动的示意图；
- [0031] 图4a-4i示出不同血流状态下的经频多普勒频谱图的示意图；
- [0032] 图5a示出根据一个示例的基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的初始多普勒频谱图的示意图；
- [0033] 图5b示出根据另一个示例的基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的初始多普勒频谱图的示意图；
- [0034] 图6示出根据本发明一个实施例的谱图分析装置的示意性框图；以及
- [0035] 图7示出根据本发明一个实施例的谱图分析设备的示意性框图。

具体实施方式

[0036] 为了使得本发明的目的、技术方案和优点更为明显，下面将参照附图详细描述根据本发明的示例实施例。显然，所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例，而不是本发明的全部实施例，应理解，本发明不受这里描述的示例实施例的限制。基于本发明中描述的本发明实施例，本领域技术人员在没有付出创造性劳动的情况下所得到的所有其它实施例都应落入本发明的保护范围之内。

[0037] 为了解决上述问题，本发明实施例提供一种谱图分析方法和装置及存储介质。根据本发明实施例的谱图分析方法，可以自动识别异常频谱特征（例如窃血、涡流、湍流、短横线等），可节约人力，提高特征识别准确率。

[0038] 下面，将参考图1描述根据本发明实施例的谱图分析方法。图1示出根据本发明一个实施例的谱图分析方法100的示意性流程图。如图1所示，谱图分析方法100包括以下步骤。

[0039] 在步骤S110，获取待分析多普勒频谱图。

[0040] 待分析多普勒频谱图是指经频多普勒频谱图，其可以利用任何合适的、现有的或将来可能出现的超声经频多普勒血流分析仪检测获得。超声经频多普勒血流分析仪的探头每发射一次超声波，相当于在时间轴上进行了一次采样，该采样的采样率为 F_s 。超声经频多普勒血流分析仪采集到的原始数据为随时间变化的一维多普勒信号 $f(t)$ ，多普勒信号本质为非平稳信号，主要体现出频域特性，时间变化频率也会随之变化。可以采用短时傅里叶变换方法对信号 $f(t)$ 进行处理。短时傅里叶变换是一种常用的信号处理方法，它的思想是选择一个时频局部化的窗函数 $g(t)$ ，假定窗函数 $g(t)$ 在一个短时间间隔内是平稳（伪平稳）的，移动窗函数 $g(t)$ ，使 $f(t)g(t)$ 在不同的有限时间宽度内是平稳信号，从而计算出各个不同时刻的功率谱。

[0041] 工程上功率谱通常通过快速傅里叶变换计算。根据采样定理，最高能分析到的频率为采样率的一半。假设 F_s 为采样率，则功率谱能分析的范围为 $-F_s/2 \sim F_s/2$ ，也就是多普勒频偏的可分析范围。当无多普勒信号时，也就是无血液流动时，能量会集中在0附近，通常把0频偏称为基线。由多普勒公式可以得到，频偏和流速（即血流速度）成正比，频偏越大流速越大。由于声波在人体软组织中的传播速度相对恒定，约为1540米/秒，因此可以根据频偏定量计算出血流速度。由于超声的背向散射原理，某个流速区间的红细胞数量越多，此频偏下的多普勒信号越强，表现出来就是功率谱上某点的数值越大。

[0042] 示例性地,每条功率谱可以转化为一条显示线,可以通过伪彩映射将功率谱转换为人眼易于识别的图像,图像上的亮度分布可以反映血管内血流速度的分布。例如,将一段时间内的多条功率谱合并起来,可以生成一个三维图像(亮度也视为一个维度),即待分析多普勒频谱图,其中,横坐标表示时间,纵坐标表示频偏或流速,亮度表示能量强度。图2示出根据本发明一个示例的经颅多普勒频谱图的示意图,图2中纵坐标表示频偏。

[0043] 经颅多普勒频谱图中每个时间点上的流速(或频偏)最大值连成一条曲线,称为最大值包络,是一个重要的特征。在纵坐标表示流速的情况下,最大值包络的最高点为收缩期流速(V_s),最大值包络的最低点为舒张末期流速(V_d),最大值包络的平均值为平均流速(V_m)。搏动指数(pulsatility index,PI)是一个衡量波形特征的重要参数, $PI = (V_s - V_d) / V_m$ 。通常来说,PI值越大,血管阻力越大;反之血管阻力越小。对于颅内血管,通常阻力较小,PI值在0.5~1.0的范围内。

[0044] 在步骤S120,从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征。

[0045] 待分析谱图特征是待分析多普勒频谱图中的与波形、流速、能量等参数之一或其中多种参数的组合相关的特征。示例性地,待分析谱图特征可以包括与待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征、与待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征和与待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征中的一种或多种。

[0046] 在步骤S130,利用训练好的分类器对所述待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0047] 需注意,异常信息并不局限于上述异常频谱信息。当血管内存在窃血、湍流、涡流和短横线等异常频谱特征时,对应的经颅多普勒频谱图与正常血流状态下的经颅多普勒频谱图(简称“正常谱图”)是不同的,可以通过每种异常频谱特征所带来的独特谱图特征来识别异常频谱特征的存在。下面描述异常频谱特征存在时经颅多普勒频谱图的不同表现。

[0048] 经颅多普勒频谱图反映的是血管内血液流动的情况。血液流动都是由心脏发起的,心脏射血后,动脉内血流速度迅速上升。当主动脉瓣关闭后,由于失去了主要射血动力,血流速度会有明显下降,但是由于主动脉会储存大量血液,并持续提供一定压力,所以在心脏收缩期仍然有一定血液流动。

[0049] 正常情况下,血液在血管中以层流(laminar flow)形式运动。层流是流体的一种流动状态,它作层状的流动,其质点沿着与管轴平行的方向作平滑直线运动。流体的流速在管中心处最大,靠近血管壁处最小。管内流体的平均流速与最大流速之比等于或大致等于0.5。图3示出血液在血管中流动的示意图。图3中示出的A位置处的血液流动状态为层流。

[0050] 大脑动脉狭窄是一种常见的临床症状,一种常见的原因是血管壁产生斑块。当斑块增大到一定程度后,会占据血管内的大部分空间,导致血液流动发生根本性变化。当血液流动到斑块所在区域时(参见图3中示出的B位置),由于流动空间迅速减小,因此遇到很大的阻力,其需要更大的压力才能通过斑块,因此只有少部分血液可以通过斑块,这种现场可以定义为高阻力低流量。

[0051] 少部分可以通过斑块的血液,由于压力增加,其流动速度很快,参见图3中示出的C位置处的血液流动状态。

[0052] 当血液流过斑块时,由于血管空间迅速增加,血液会向各个方向迅速扩散,参见图

3中示出的D位置处的血液流动状态。由于斑块后方会存在一个低压力区,因此容易产生血液旋转,这里称为涡流(Vortex)。如果动脉狭窄程度较高,血流速度过快,这里很容易产生湍流现象(Turbulence)。湍流的基本特征是流体微团运动的随机性。湍流微团不仅有横向脉动,而且有相对于流体总运动的反向运动,因而流体微团的轨迹极其紊乱,随时间变化很快。

[0053] 血液再往前流动,会逐渐恢复为层流,由于流过斑块的血液会减少,因此阻力相对较低,呈现出低阻力低流量的特征,参见图3中示出的E位置处的血液流动状态。

[0054] 正常血流对应的正常谱图具有特定的谱图特征,当血流中存在某些异常状况(例如存在涡流、湍流、短横线或窃血等异常频谱特征)时,经颅多普勒频谱图可能表现出一些特殊的谱图特征。

[0055] 图4a-4i示出不同血流状态下的经颅多普勒频谱图的示意图。图4a是正常血流状态下的经颅多普勒频谱图的示意图。对于正常谱图来说,搏动指数一般在0.5~1.0之间,一般在收缩期血流会集中在高流速区域,低流速区域的信号较弱甚至缺失,一般将该信号缺失部分称为频窗(如图4a中的三角形区域)。图4b是典型的具有高阻力波形的经颅多普勒频谱图的示意图,其特征在于收缩期与正常谱图的收缩期差异不大,但是舒张期流速较低,Vd值低,搏动指数较大。图4c是典型的具有低阻力波形的经颅多普勒频谱图的示意图,其特征在于收缩期与正常谱图的收缩期差异不大,但是舒张期流速较高,Vd值高,搏动指数较小。图4d是发生波形改变的经颅多普勒频谱图的示意图。图4d是一种比较典型的波形改变。如图4d所示,收缩期波形反向(也就是血液反向流动),舒张期无明显变化。图4e是典型的包含涡流的经颅多普勒频谱图的示意图,其基础谱图和正常谱图类似,但是在收缩期,基线附近有对称(或大致对称)的低速血流信号,能量较强。图4f是典型的包含湍流的经颅多普勒频谱图的示意图,湍流不像涡流那样有明显的边界,而是在基线附近能量较大,距离基线越远,能量越低。图4g是包含短横线的经颅多普勒频谱图,短横线也是由于动脉狭窄引起的,但特点与涡流不同,其流速相对稳定。图4h是包含多种异常频谱特征(湍流和短横线)的经颅多普勒频谱图的示意图。图4i是典型的包含干扰信号的经颅多普勒频谱图的示意图。

[0056] 从图4a-4i可以看出,如果存在异常频谱特征,则经颅多普勒频谱图会表现出一些不同于正常谱图的谱图特征,这些谱图特征可以是波形特征、能量分布特征、流速能量特征等。因此,可以从待分析多普勒频谱图中识别这些独特的谱图特征(即待分析谱图特征),并根据识别出的谱图特征判断异常频谱特征是否存在。

[0057] 在现有技术中,由操作者对经颅多普勒频谱图进行人工分析来识别异常频谱特征,本发明提出一种自动识别异常频谱特征的方法。根据本发明实施例的谱图分析方法,基于经颅多普勒频谱图的谱图特征自动识别异常频谱特征,可以节约人力成本,并且可以提高特征识别的效率和准确性,从而有助于提高疾病诊断的正确性,具有极大的应用价值和广泛的市场前景。

[0058] 根据本发明实施例,异常频谱特征包括窃血,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征,步骤S120包括:从待分析多普勒频谱图中识别最大值包络;根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期;以及根据识别出的最大值包络在任一心动周期中的变化规律确定待分析多普勒频谱图的波形是否发生反向,以获得波形特征。

[0059] 窃血可以根据待分析多普勒频谱图中的波形改变来识别。人体中血液流动一般都是按照心动周期进行变化,心脏在射血时,血管内血流速度加快;心脏在舒张期,血管内血流速度减慢。因此,数据分析可以以心动周期为单位,每一个心动周期进行一次数据分析。因此,波形改变也可以考虑某一心动周期内的数据。心动周期可以根据最大值包络的变化规律来划分。本领域技术人员可以理解心动周期的划分方式,本文不做赘述。

[0060] 下面以椎-锁骨下动脉窃血现象(Subclavian Steal Syndrome, SSS)作为示例来描述窃血的识别。当一侧锁骨下动脉在近心端闭塞时,会引起同侧椎动脉供血不足,对侧椎动脉的血液会流过来造成椎动脉血流反向。需注意的是,正常椎动脉血液流动方向为背离探头,如果反向流动,则会变为朝向探头流动。根据动脉狭窄程度不同,反向流动形态也不同。对于中度狭窄,只有收缩期最大流速阶段会观察到反向;对于重度狭窄,可能整个收缩期都会呈现反向,而舒张期仍保持正常方向;对于完全闭塞,整个血流方向均发生逆转。

[0061] 经颅多普勒频谱图中的波形的方向可以代表血流方向。返回参考图4d,其收缩期的波形反向,舒张期的波形正常,说明在收缩期血流是反向流动的,在舒张期血流是正向流动的。

[0062] 波的最大值包络可以代表波形。与正常谱图相比,如果经颅多普勒频谱图发生波形改变,则从经颅多普勒频谱图中的最大值包络的方向上可以容易地察觉到该波形改变。再次返回参考图4d,收缩期的最大值包络在基线下方,说明波形是反向的,舒张期的最大值包络正常,说明波形是正向的。因此,可以首先识别待分析多普勒频谱图的最大值包络,并根据最大值包络确定波形方向是正向还是反向(对应于血流方向是正向还是反向)。

[0063] 通过以上针对最大值包络的分析可以获得波形特征。波形特征可以包括波形是否发生反向。如果波形没有发生反向,则可以认为不存在窃血,如果波形发生反向,则可以认为存在窃血。

[0064] 根据本发明实施例,在根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期之前,步骤S120还可以包括:对识别出的最大值包络进行包络平滑。

[0065] 可以基于血流速度是连续变化的先验知识,对最大值包络进行平滑处理,以提高特征识别的正确性。例如,人类心率上限一般为300次/分钟,这样频率约为5赫兹,而考虑各种谐波成分后,以35赫兹为截止频率进行低通滤波一般可以保留主要的成分,同时可以尽量抑制噪声。另外如果需要保留更多细节,可以以75赫兹为截止频率进行低通滤波,但由于工频干扰的存在,需要考虑增加50赫兹陷波。人类心率下限一般为30次/分钟,这样频率约为0.5赫兹,可认为低于此频率的信号是没有价值的,因此可以设计截止频率为例如0.5赫兹的高通滤波器来过滤无价值的低频成分。

[0066] 此外,中值滤波也是一种有效的包络平滑方法。中值滤波是一种基于排序统计理论的能够有效抑制噪声的非线性信号处理技术。中值滤波的基本原理是将数字图像或数字序列中某一点的值用该点的邻域中的各点值的中值代替,让该点的值接近周围的像素值,从而消除孤立的噪声点。

[0067] 包络平滑有利于提高心动周期划分、血流特征参数(例如 V_s 、 V_d 、PI等)提取、谱图特征识别的准确性,从而有利于更准确地识别异常频谱特征。

[0068] 根据本发明实施例,异常频谱特征包括涡流和/或短横线,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征,步骤S120可以包括:对待分析

多普勒频谱图中的血流信号的能量求平均值,以获得有效平均值;在待分析多普勒频谱图中查找能量高于有效平均值的目标区域;分析目标区域的形态,以获得形态特征;分析目标区域相对于待分析多普勒频谱图的基线的对称性,以获得对称性特征;其中,能量分布特征包括形态特征和对称性特征。

[0069] 涡流和短横线可以根据待分析多普勒频谱图的能量分布状况来识别。

[0070] 涡流是急速自旋的血液,由于是圆周运动,因此多普勒夹角连续变化,其流速分布较为均匀,集中在基线附近,正向负向均有(返回参考图4e)。涡流一般是在收缩期,血液高速流过斑块时形成。涡流信号通常叠加在基础谱图上,基础谱图与正常谱图接近,因此包含涡流的经频多普勒频谱图可以理解为涡流信号与正常谱图叠加形成。正常谱图在收缩期,靠近基线处通常能量较弱,甚至可能是频窗。包含涡流的经频多普勒频谱图在收缩期,在基线附近有对称(或大致对称)的低速血流信号,此处能量较强。因此包含涡流的经频多普勒频谱图在能量分布上与正常谱图有明显差异,可以基于此差异识别涡流的存在。

[0071] 由于涡流集中在基线附近且能量远大于正常谱图的能量,因此可以重点寻找待分析多普勒频谱图中的能量较高的区域,例如在待分析多普勒频谱图中寻找能量高于一定阈值的目标区域。如果目标区域存在并且其形态及对称性满足涡流的形态及对称性要求,则可以认为涡流存在。例如,如果目标区域的形态是如图4e所示的椭圆形或圆形,并且目标区域相对于待分析多普勒频谱图的基线是对称(或大致对称)的,则可以认为涡流存在。用于划分目标区域的阈值可以根据需要设定,示例性地,该阈值可以是待分析多普勒频谱图中的血流信号的能量平均值。本文所述的形态特征可以包括目标区域的形状。形态特征还可以包括目标区域在心动周期中所处的位置(例如其在收缩期、在舒张期还是收缩期和舒张期均有)。示例性地,形态特征可以用目标区域在待分析多普勒频谱图的坐标系中的坐标表示(例如用目标区域所占据的时间坐标和流速坐标表示)。

[0072] 根据本发明实施例,在确定目标区域的形态特征和对称性特征之后,可以将形态特征和对称性特征输入分类器,以确定涡流是否存在。分类器是事先训练好的。在训练过程中,可以利用大量已知的包含涡流的经频多普勒频谱图作为正样本,对这些经频多普勒频谱图进行分析,分别获得各自的目标区域的形态特征和对称性特征,并利用分析获得的形态特征和对称性特征训练分类器。

[0073] 与涡流类似地,短横线的能量也会明显强于正常谱图,因此短横线也可以采用与涡流类似的识别方式。短横线和涡流相比,主要是形态不一致。参见图4e示出的涡流和图4g示出的短横线,涡流对应的目标区域在流速上是连续的,而短横线对应的目标区域在流速上是间断的,分布在若干恒定的流速上,同时可能有谐波成分。此外,短横线一般出现在收缩期,偶尔也持续到舒张期。因此,可以根据识别出的目标区域的形态特征来区分涡流和短横线。

[0074] 根据本发明实施例,在异常频谱特征包括涡流的情况下,步骤S120还可以包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0075] 最小值包络的主要意义在于频窗的识别。返回参考图4a,频窗为经频多普勒频谱图中的三角形区域,从图中可以看出,频窗的边缘线即为经频多普勒频谱图的最小值包络。因此,可以通过识别最小值包络来确定频窗是否存在。

[0076] 正常谱图是有频窗的,而如果存在涡流,则通常不存在频窗。因此,频窗可以作为涡流是否存在的辅助判断依据。利用频窗可以在一定程度上提高涡流的识别准确率。

[0077] 根据本发明实施例,异常频谱特征包括湍流,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征,步骤S120可以包括:根据待分析多普勒频谱图确定血流速度及能量的对应关系;以血流速度和能量作为变量进行曲线拟合;以及计算所拟合的曲线的斜率;其中,流速能量特征包括斜率。

[0078] 湍流的流速和能量分布与涡流有明显差异。当湍流存在时,血流速度极为混乱,正常谱图分布消失。通常来说基线附近能量最强,但并不严格对称,然后离基线越远能量越低。当湍流存在时,最高流速 V_s 明显增快,通常可以达到180厘米/秒以上。

[0079] 根据湍流的上述特点,可以设计一种方式来从待分析多普勒频谱图中识别湍流。示例性地,可以考虑基于血流速度与能量的关系来识别湍流。如上文所述,频偏与血流速度成正比,基于待分析多普勒频谱图可以非常容易地求出每个时刻下的血流速度。应注意,每个时刻下的血流速度不是单一的值,而是分布在一个范围内的多个值。此外,待分析多普勒频谱图上具有每个时刻、每个频偏下的能量信息,因此,可以获得血流速度与能量的一一对应关系。示例性地,可以将血流速度作为横坐标,将能量作为纵坐标建立坐标系,在坐标系中标出每个以血流速度和能量为坐标的点。随后,可以基于坐标系中标出的点进行曲线拟合,并求取所拟合的曲线的斜率。

[0080] 对于正常谱图来说,其血流速度和能量的拟合曲线较为平滑,斜率大致是正的,能量随着血流速度的增大而增大。当湍流存在时,斜率在拟合曲线的初始阶段是负的,即能量随着血流速度的增大而减小。因此,根据血流速度和能量的关系可以区分有湍流和没有湍流这两种情况。

[0081] 根据本发明实施例,步骤S120还可以包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0082] 与涡流类似地,在存在湍流的情况下,通常不存在频窗。因此,频窗还可以作为湍流是否存在的辅助判断依据。利用频窗可以在一定程度上提高湍流的识别准确率。

[0083] 根据本发明实施例,在步骤S110之前,方法100还可以包括:获取初始多普勒频谱图;以及如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个以上血管的多普勒信号生成的,则将初始多普勒频谱图分解为与两个或两个以上血管一一对应的两个或两个以上子多普勒频谱图;步骤S110可以包括:确定两个或两个以上子多普勒频谱图之一为待分析多普勒频谱图。

[0084] 大脑中主要的血管包含:大脑中动脉、大脑前动脉、大脑后动脉、椎动脉和基底动脉等。由于颈部血管和大脑血管直接相连,因此相关的颈总动脉、颈内动脉和颈外动脉也是超声经颅多普勒血流分析仪可以检查的血管。对于每个血管,可以获得对应的多普勒信号。如果初始多普勒频谱图是基于单个血管的多普勒信号生成的,则可以直接将初始多普勒频谱图作为步骤S110中所获取的待分析多普勒频谱图进行后续的谱图特征识别和分析步骤。

[0085] 需注意的是,由于多普勒取样有一定的深度,典型值约为10毫米,因此当两个血管之间的距离小于此深度时,可能会出现两个血管被同时采样到的情况。血管信号重叠有两种具体情况,如图5a和5b所示。图5a示出根据一个示例的基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的初始多普勒频谱图的示意图,图5b示出根据另一个示例的基于叠加在一起

的两个血管的多普勒信号生成的初始多普勒频谱图的示意图。图5a示出的为在两个血管的血流反向的情况下获得的初始多普勒频谱图，图5b示出的为在两个血管的血流同向的情况下获得的初始多普勒频谱图。

[0086] 示例性地，在两个血管的多普勒信号叠加在一起生成初始多普勒频谱图（即初始多普勒频谱图中的两个血管的血流信号叠加在一起）的情况下，可以首先识别出血流信号边界，然后再单独处理与血流信号相关的谱图部分。一般情况下，在两个血管流速一致的谱图部分，能量具有叠加效果，因此此处的谱图能量会明显大于与非重叠信号相关的谱图部分。可以将非重叠信号作为噪声，通过滤波方式可识别出与血流信号相关的谱图部分。随后，将与血流信号相关的谱图部分进行分解，分别获得与每个血管对应的子多普勒频谱图。可以将任一子多普勒频谱图作为步骤S110中所获取的待分析多普勒频谱图进行后续的谱图特征识别和分析步骤。应理解，可以针对每个子多普勒频谱图分别实施步骤S120和S130，以获得与每个子多普勒频谱图一一对应的异常信息。

[0087] 当生成初始多普勒频谱图的多普勒信号所来源的血管的数目多于两个时，同样可以采用上述方式进行分解，不再赘述。

[0088] 根据本发明实施例，在步骤S110之前，方法100还可以包括：获取初始多普勒频谱图；如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个以上血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个或两个以上血管的血流方向相同，则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0089] 根据上文所述实施例，在初始多普勒频谱图中的两个血管的血流信号叠加在一起的情况下，可以自动将两个血管的血流信号分解出来。对于在初始多普勒频谱图中两个血管的血流信号是反向叠加（如图5a所示）的情况，由于流速相对独立，可通过上述分解方式比较容易地获得理想的分解结果。然而，如果在初始多普勒频谱图中两个血管的血流信号是同向叠加（如图5b所示），则有可能无法获得理想的分解结果，这不利于后续的谱图特征识别和分析，因此可以可选地提示操作者重新采集未叠加的多普勒信号，以提高后续的谱图特征识别和分析的准确率，进而获得更准确的异常频谱特征识别结果。

[0090] 根据本发明实施例，在步骤S110之前，方法100还可以包括：获取初始多普勒频谱图；如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个血管的血流方向反向并且在初始多普勒频谱图中与至少一个血管对应的谱图部分存在异常，则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0091] 对于在初始多普勒频谱图中两个血管的血流信号是反向叠加（如图5a所示）的情况，如果在基线两侧的谱图部分均与正常谱图一致，则可提示谱图无异常。如果在基线的至少一侧的谱图部分异常，则可以可选地提示操作者重新采集多普勒信号以获取新的初始多普勒频谱图。只有在所获取的初始多普勒频谱图正确的情况下，才有可能得到正确的特征识别结果。用于调整经颅多普勒检查的方法可以包括改变探头的角度和/或位置、调整取样深度、减小容积等等。

[0092] 根据本发明实施例，在步骤S120之前，方法100还可以包括：对待分析多普勒频谱图进行降噪。

[0093] 超声经颅多普勒血流分析仪采集到的数据为噪声和信号的叠加结果。因此傅里叶变换后获得的经颅多普勒频谱图也是噪声和信号叠加的结果。由超声成像原理来分析，经

频多普勒频谱图上的噪声一般是均匀分布的白噪声。当多普勒信号的强度高于背景噪声的强度时,信号即可以被识别。信号越强,信号和噪声之间的分布差异越大,也就越容易进行分离。

[0094] 降噪可以包括针对待分析多普勒频谱图所位于的图像的降噪以及针对待分析多普勒频谱图中的噪声的降噪。针对待分析多普勒频谱图所位于的图像的降噪可以通过平滑滤波实现。一种可用的滤波器为高斯滤波器,就是对整幅图像进行加权平均,每一个像素点的像素值都由其本身和邻域内的其他像素值经过加权平均后得到。高斯滤波器是一种线性滤波器,阶数越大滤波效果越好。此外还可以采用非线性的中值滤波等处理方法,得到类似的效果。针对待分析多普勒频谱图所位于的图像的降噪可以使得待分析多普勒频谱图的噪声方差缩小,从而可以进一步提高信号和噪声的可分性。

[0095] 针对待分析多普勒频谱图中的噪声的降噪可以采用下文所描述的两种示例方式实现。

[0096] 在一个示例中,对所述待分析多普勒频谱图进行降噪可以包括:通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于预设能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0097] 对于良好设计的经频多普勒血流分析系统(包括超声经频多普勒血流分析仪),在特定参数下,噪声属于均匀分布白噪声,在经频多普勒频谱图的各个频率上的均值和方差相同。在一个示例中,可以通过背景噪声的均值和方差,设定一个阈值(即预设能量阈值),将在这个阈值之上的谱图信号分类为血流信号,并将在这个阈值之下的谱图信号定义为噪声。

[0098] 在另一示例中,对待分析多普勒频谱图进行降噪可以包括:对待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,以获得谱图平均值;计算待分析多普勒频谱图中低于谱图平均值的能量的均值和方差;根据均值和方差设定自适应能量阈值;以及通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于自适应能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0099] 可以采用一种自适应的噪声计算方法来区分信号和噪声。例如,可以首先对待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,然后将能量低于该平均值的谱图信号都作为噪声,计算所确定的噪声的均值和方差。随后可以利用所计算的均值和方差设定一个阈值(即自适应能量阈值),利用该阈值区分信号和噪声。在本示例中,每个经频多普勒频谱图可以具有自己的自适应能量阈值,因此这种降噪方法可以更好地去除噪声,从而可以提高异常频谱特征识别的可靠性。

[0100] 根据本发明实施例,在步骤S120之前,方法100还可以包括:通过滤波方式对待分析多普勒频谱图进行干扰过滤,以去除待分析多普勒频谱图中的干扰信号。

[0101] 在经频多普勒频谱图的采集过程中,由于受试者和操作者难以长时间保持静止,因此可能偶尔出现小的身体动作(比如咳嗽)引发图像干扰。除此之外,外界各种物理条件也可能对图像产生干扰,比如强电磁干扰。这种干扰信号来源不属于受试者,所以会对谱图分析产生负面影响。一般来说,干扰信号(返回参考图4i)和正常血流信号有明显差异,例如,二者的能量范围和能量分布状况不同,并且干扰信号的延续时间短,形态高尖,无周期规律等。示例性地,可以采用以下方式识别干扰信号:如果信号强度在很短的时间内增加6

分贝,持续时间小于100毫秒,并且频率范围很宽(例如超过可分析范围的80%),则可认为是短时干扰。正确识别干扰可以保证后续分析的数据基本为有效的血流信号,最终实现正确的异常频谱特征识别。在识别干扰后,可以通过非线性滤波来过滤干扰。经过干扰过滤之后,可以获得比较平滑的包络(主要是最大值包络),这有利于后续的包络识别和包络平滑等步骤的实施。

[0102] 根据本发明实施例,异常信息还可以包括:关于血流整体上是是否正常的状态信息和/或关于血流方向是否反向的方向信息。

[0103] 如果待分析多普勒频谱图是正常谱图,则血流整体上是正常的,状态信息可以是表示血流整体上是正常的信息。如果从待分析多普勒频谱图中识别出窃血、涡流、湍流或短横线等异常频谱特征或者其他异常,则状态信息可以是表示血流整体上是异常的信息。如上文所述,血流方向可以通过最大值包络的方向来确定,此处不再赘述。如果血流方向是正向的,则方向信息可以是表示血流方向为正向的信息,如果血流方向是反向的,则方向信息可以是表示血流方向为反向的信息。

[0104] 根据本发明实施例,方法100还可以包括:获取正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图,其中,正样本多普勒频谱图包含与待分析多普勒频谱图所包含的异常频谱特征类型一致的特定异常频谱特征,负样本多普勒频谱图不包含特定异常频谱特征;从正样本多普勒频谱图中识别正样本谱图特征,并从负样本多普勒频谱图中识别负样本谱图特征;以及利用正样本谱图特征和负样本谱图特征训练分类器模型,以获得训练好的分类器。

[0105] 在一个示例中,正样本多普勒频谱图可以包含窃血,正样本谱图特征可以包括正样本多普勒频谱图的波形特征,负样本谱图特征可以包括负样本多普勒频谱图的波形特征。相对应地,待分析谱图特征可以包括待分析多普勒频谱图的波形特征,利用训练好的分类器对待分析多普勒频谱图的波形特征进行分析,可以获得关于待分析多普勒频谱图是否包含窃血的信息。在这种情况下,训练好的分类器可以用于识别窃血。

[0106] 在一个示例中,正样本多普勒频谱图可以包含涡流,正样本谱图特征可以包括正样本多普勒频谱图的能量分布特征,负样本谱图特征可以包括负样本多普勒频谱图的能量分布特征。相对应地,待分析谱图特征可以包括待分析多普勒频谱图的能量分布特征,利用训练好的分类器对待分析多普勒频谱图的能量分布特征进行分析,可以获得关于待分析多普勒频谱图是否包含涡流的信息。在这种情况下,训练好的分类器可以用于识别涡流。

[0107] 在一个示例中,正样本多普勒频谱图可以包含短横线,正样本谱图特征可以包括正样本多普勒频谱图的能量分布特征,负样本谱图特征可以包括负样本多普勒频谱图的能量分布特征。相对应地,待分析谱图特征可以包括待分析多普勒频谱图的能量分布特征,利用训练好的分类器对待分析多普勒频谱图的能量分布特征进行分析,可以获得关于待分析多普勒频谱图是否包含短横线的信息。在这种情况下,训练好的分类器可以用于识别短横线。

[0108] 在一个示例中,正样本多普勒频谱图可以包含湍流,正样本谱图特征可以包括正样本多普勒频谱图的流速能量特征,负样本谱图特征可以包括负样本多普勒频谱图的流速能量特征。相对应地,待分析谱图特征可以包括待分析多普勒频谱图的流速能量特征,利用训练好的分类器对待分析多普勒频谱图的流速能量特征进行分析,可以获得关于待分析多普勒频谱图是否包含湍流的信息。在这种情况下,训练好的分类器可以用于识别湍流。

[0109] 在一个示例中,正样本多普勒频谱图可以包含窃血、涡流、湍流和短横线这四种异常频谱特征,正样本谱图特征可以包括正样本多普勒频谱图的波形特征、能量分布特征和流速能量特征,负样本谱图特征可以包括负样本多普勒频谱图的波形特征、能量分布特征和流速能量特征。相对应地,待分析谱图特征可以包括待分析多普勒频谱图的波形特征、能量分布特征和流速能量特征,利用训练好的分类器对待分析多普勒频谱图的波形特征、能量分布特征和流速能量特征进行分析,可以获得关于待分析多普勒频谱图是否包含窃血、涡流、湍流和短横线的信息。在这种情况下,训练好的分类器可以用于同时识别窃血、涡流、湍流和短横线这四种异常频谱特征。

[0110] 本文所述的谱图分析方法的应用范围不局限于上述示例,通过改变分类器训练过程中所采用的样本多普勒频谱图所包含的异常频谱特征的类型,可以训练获得各种不同类型的分类器,从而利用训练好的分类器可以识别各种不同的异常频谱特征。分类器的训练和应用情况可以根据需要设定。示例性地,在用于输入分类器的待分析谱图特征(或正样本谱图特征、或负样本谱图特征)包括多种特征(例如包括波形特征和能量分布特征)的情况下,可以将多种特征结合在一起之后再输入分类器。

[0111] 比较可取的是,在分类器的训练过程中,选用正常谱图作为负样本多普勒频谱图。示例性地,本文所述的分类器可以采用任何合适的现有或将来可能出现的分类器实现,例如贝叶斯分类器、支持向量机、神经网络和决策树等。利用分类器可以简单、方便、快速地识别异常频谱特征。

[0112] 本领域技术人员可以理解,上述窃血、涡流、湍流和短横线等异常频谱特征主要作为动脉狭窄等症状的一种参考指标,通常需要将这此异常频谱特征与血流参数(包括血流速度、脉动指数等)和频谱形态等数据综合起来判断动脉狭窄等症状是否存在。因此,上述异常频谱特征的作用与血流参数类似,单独基于异常频谱特征无法准确确定动脉狭窄等症状是否存在以及动脉狭窄的部位和程度等。

[0113] 根据本发明另一方面,提供一种谱图分析装置。图6示出了根据本发明一个实施例的谱图分析装置600的示意性框图。

[0114] 如图6所示,根据本发明实施例的谱图分析装置600包括待分析谱图获取模块610、待分析特征识别模块620和分析模块630。所述各个模块可分别执行上文中结合图1-5描述的谱图分析方法的各个步骤/功能。以下仅对该谱图分析装置600的各部件的主要功能进行描述,而省略以上已经描述过的细节内容。

[0115] 根据本发明实施例,异常频谱特征包括窃血,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征,待分析特征识别模块620包括:最大值包络识别子模块,用于从待分析多普勒频谱图中识别最大值包络;周期划分子模块,用于根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期;以及波形特征获得子模块,用于根据识别出的最大值包络在任一心动周期中的变化规律确定待分析多普勒频谱图的波形是否发生反向,以获得波形特征。

[0116] 根据本发明实施例,待分析特征识别模块620还包括:包络平滑子模块,用于在周期划分子模块根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期之前,对识别出的最大值包络进行包络平滑。

[0117] 根据本发明实施例,异常频谱特征包括涡流和/或短横线,待分析谱图特征包括与

待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征,待分析特征识别模块620包括:有效平均值计算子模块,用于对待分析多普勒频谱图中的血流信号的能量求平均值,以获得有效平均值;查找子模块,用于在待分析多普勒频谱图中查找能量高于有效平均值的目标区域;形态分析子模块,用于分析目标区域的形态,以获得形态特征;对称性分析子模块,用于分析目标区域相对于待分析多普勒频谱图的基线的对称性,以获得对称性特征;其中,能量分布特征包括形态特征和对称性特征。

[0118] 根据本发明实施例,在异常频谱特征包括涡流的情况下,待分析特征识别模块620还包括:第一最小值包络识别子模块,用于从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0119] 根据本发明实施例,异常频谱特征包括湍流,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征,待分析特征识别模块620包括:流速能量关系确定子模块,用于根据待分析多普勒频谱图确定血流速度及能量的对应关系;曲线拟合子模块,用于以血流速度和能量作为变量进行曲线拟合;以及斜率计算子模块,用于计算所拟合的曲线的斜率;其中,流速能量特征包括斜率。

[0120] 根据本发明实施例,待分析特征识别模块620还包括:第二最小值包络识别子模块,用于从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0121] 根据本发明实施例,装置600还包括:第一初始谱图获取模块,用于获取初始多普勒频谱图;以及分解模块,用于如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的,则将初始多普勒频谱图分解为与两个或两个血管一一对应的两个或两个子多普勒频谱图;待分析谱图获取模块610包括:谱图确定子模块,用于确定两个或两个子多普勒频谱图之一为待分析多普勒频谱图。

[0122] 根据本发明实施例,装置600还包括:第二初始谱图获取模块,用于获取初始多普勒频谱图;第一指示输出模块,用于如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个或两个血管的血流方向相同,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0123] 根据本发明实施例,装置600还包括:第三初始谱图获取模块,用于获取初始多普勒频谱图;第二指示输出模块,用于如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个血管的血流方向反向并且在初始多普勒频谱图中与至少一个血管对应的谱图部分存在异常,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0124] 根据本发明实施例,装置600还包括:降噪模块,用于在待分析特征识别模块620从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征之前,对待分析多普勒频谱图进行降噪。

[0125] 根据本发明实施例,降噪模块包括:第一滤波子模块,用于通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于预设能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0126] 根据本发明实施例,降噪模块包括:谱图平均值计算子模块,用于对待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,以获得谱图平均值;均值方差计算子模块,用于计算待分析多普勒频谱图中低于谱图平均值的能量的均值和方差;阈值设定子模块,用于根据均值和方

差设定自适应能量阈值；以及第二滤波模块，用于通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于自适应能量阈值的血流信号提取出来，以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0127] 根据本发明实施例，装置600还包括：干扰过滤模块，用于在待分析特征识别模块620从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征之前，通过滤波方式对待分析多普勒频谱图进行干扰过滤，以去除待分析多普勒频谱图中的干扰信号。

[0128] 根据本发明实施例，异常信息还包括：关于血流整体上是是否正常的状态信息和/或关于血流方向是否反向的方向信息。

[0129] 根据本发明实施例，装置600还包括：样本谱图获取模块，用于获取正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图，其中，正样本多普勒频谱图包含与待分析多普勒频谱图所包含的异常频谱特征类型一致的特定异常频谱特征，负样本多普勒频谱图不包含特定异常频谱特征；样本特征识别模块，用于从正样本多普勒频谱图中识别正样本谱图特征，并从负样本多普勒频谱图中识别负样本谱图特征；以及训练模块，用于利用正样本谱图特征和负样本谱图特征训练分类器模型，以获得训练好的分类器。

[0130] 本领域普通技术人员可以意识到，结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤，能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行，取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能，但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0131] 图7示出了根据本发明一个实施例的谱图分析设备700的示意性框图。谱图分析设备700包括存储器710和处理器720。

[0132] 所述存储器710存储用于实现根据本发明实施例的谱图分析方法中的相应步骤的程序代码(即程序)。

[0133] 所述处理器720用于运行所述存储器710中存储的程序代码，以执行根据本发明实施例的谱图分析方法的相应步骤，并且用于实现根据本发明实施例的谱图分析装置600中的待分析谱图获取模块610、待分析特征识别模块620和分析模块630。

[0134] 在一个实施例中，所述程序代码在所述处理器720中运行时，用于执行以下步骤：获取待分析多普勒频谱图；从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征；以及利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析，以获得异常信息，其中，异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息，异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0135] 在一个实施例中，异常频谱特征包括窃血，待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征，所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤包括：从待分析多普勒频谱图中识别最大值包络；根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期；以及根据识别出的最大值包络在任一心动周期中的变化规律确定待分析多普勒频谱图的波形是否发生反向，以获得波形特征。

[0136] 在一个实施例中，在所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期的步骤之前，所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤还包括：

对识别出的最大值包络进行包络平滑。

[0137] 在一个实施例中,异常频谱特征包括涡流和/或短横线,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征,所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤包括:对待分析多普勒频谱图中的血流信号的能量求平均值,以获得有效平均值;在待分析多普勒频谱图中查找能量高于有效平均值的目标区域;分析目标区域的形态,以获得形态特征;分析目标区域相对于待分析多普勒频谱图的基线的对称性,以获得对称性特征;其中,能量分布特征包括形态特征和对称性特征。

[0138] 在一个实施例中,在异常频谱特征包括涡流的情况下,所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤还包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0139] 在一个实施例中,异常频谱特征包括湍流,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征,所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤包括:根据待分析多普勒频谱图确定血流速度及能量的对应关系;以血流速度和能量作为变量进行曲线拟合;以及计算所拟合的曲线的斜率;其中,流速能量特征包括斜率。

[0140] 在一个实施例中,所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤还包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0141] 在一个实施例中,在所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤之前,所述程序代码在所述处理器720中运行时还用于执行以下步骤:获取初始多普勒频谱图;以及如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的,则将初始多普勒频谱图分解为与两个或两个血管一一对应的两个或两个子多普勒频谱图;所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤包括:确定两个或两个子多普勒频谱图之一为待分析多普勒频谱图。

[0142] 在一个实施例中,在所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤之前,所述程序代码在所述处理器720中运行时还用于执行以下步骤:获取初始多普勒频谱图;如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个或两个血管的血流方向相同,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0143] 在一个实施例中,在所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤之前,所述程序代码在所述处理器720中运行时还用于执行以下步骤:获取初始多普勒频谱图;如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个血管的血流方向反向并且在初始多普勒频谱图中与至少一个血管对应的谱图部分存在异常,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0144] 在一个实施例中,在所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待

分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤之前,所述程序代码在所述处理器720中运行时还用于执行以下步骤:对待分析多普勒频谱图进行降噪。

[0145] 在一个实施例中,所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的对待分析多普勒频谱图进行降噪的步骤包括:通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于预设能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0146] 在一个实施例中,所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的对待分析多普勒频谱图进行降噪的步骤包括:对待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,以获得谱图平均值;计算待分析多普勒频谱图中低于谱图平均值的能量的均值和方差;根据均值和方差设定自适应能量阈值;以及通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于自适应能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0147] 在一个实施例中,在所述程序代码在所述处理器720中运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤之前,所述程序代码在所述处理器720中运行时还用于执行以下步骤:通过滤波方式对待分析多普勒频谱图进行干扰过滤,以去除待分析多普勒频谱图中的干扰信号。

[0148] 在一个实施例中,异常信息还包括:关于血流整体是否正常的状态信息和/或关于血流方向是否反向的方向信息。

[0149] 在一个实施例中,所述程序代码在所述处理器720中运行时还用于执行以下步骤:获取正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图,其中,正样本多普勒频谱图包含与待分析多普勒频谱图所包含的异常频谱特征类型一致的特定异常频谱特征,负样本多普勒频谱图不包含特定异常频谱特征;从正样本多普勒频谱图中识别正样本谱图特征,并从负样本多普勒频谱图中识别负样本谱图特征;以及利用正样本谱图特征和负样本谱图特征训练分类器模型,以获得训练好的分类器。

[0150] 此外,根据本发明实施例,还提供了一种计算机可读存储介质,在所述存储介质上存储了程序指令(即程序),在所述程序指令被计算机或处理器运行时用于执行本发明实施例的谱图分析方法的相应步骤,并且用于实现根据本发明实施例的谱图分析装置中的相应模块。所述存储介质例如可以包括智能电话的存储卡、平板电脑的存储部件、个人计算机的硬盘、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式紧致盘只读存储器(CD-ROM)、USB存储器、或者上述存储介质的任意组合。

[0151] 在一个实施例中,所述计算机程序指令在被计算机或处理器运行时可以使得计算机或处理器实现根据本发明实施例的谱图分析装置的各个功能模块,并且/或者可以执行根据本发明实施例的谱图分析方法。

[0152] 在一个实施例中,所述计算机程序指令在运行时用于执行以下步骤:获取待分析多普勒频谱图;从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征;以及利用训练好的分类器对待分析谱图特征进行分析,以获得异常信息,其中,异常信息包括关于异常频谱特征是否存在的异常频谱信息,异常频谱特征包括窃血、涡流、湍流和短横线中的一种或多种。

[0153] 在一个实施例中,异常频谱特征包括窃血,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的波形相关的波形特征,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤包括:从待分析多普勒频谱图中识别最大值包络;根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期;以及根据识别出的最大值包络在任一

心动周期中的变化规律确定待分析多普勒频谱图的波形是否发生反向,以获得波形特征。

[0154] 在一个实施例中,在所述计算机程序指令在运行时所用于执行的根据识别出的最大值包络的变化规律划分心动周期的步骤之前,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤还包括:对识别出的最大值包络进行包络平滑。

[0155] 在一个实施例中,异常频谱特征包括涡流和/或短横线,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的能量分布状况相关的能量分布特征,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤包括:对待分析多普勒频谱图中的血流信号的能量求平均值,以获得有效平均值;在待分析多普勒频谱图中查找能量高于有效平均值的目标区域;分析目标区域的形态,以获得形态特征;分析目标区域相对于待分析多普勒频谱图的基线的对称性,以获得对称性特征;其中,能量分布特征包括形态特征和对称性特征。

[0156] 在一个实施例中,在异常频谱特征包括涡流的情况下,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤还包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0157] 在一个实施例中,异常频谱特征包括湍流,待分析谱图特征包括与待分析多普勒频谱图的流速及能量关系相关的流速能量特征,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤包括:根据待分析多普勒频谱图确定血流速度及能量的对应关系;以血流速度和能量作为变量进行曲线拟合;以及计算所拟合的曲线的斜率;其中,流速能量特征包括斜率。

[0158] 在一个实施例中,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤还包括:从待分析多普勒频谱图中识别最小值包络,以获得关于频窗是否存在的频窗特征,其中,待分析谱图特征还包括频窗特征。

[0159] 在一个实施例中,在所述计算机程序指令在运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤之前,所述计算机程序指令在运行时还用于执行以下步骤:获取初始多普勒频谱图;以及如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的,则将初始多普勒频谱图分解为与两个或两个血管一一对应的两个或两个子多普勒频谱图;所述程序所述计算机程序指令在运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤包括:确定两个或两个子多普勒频谱图之一为待分析多普勒频谱图。

[0160] 在一个实施例中,在所述计算机程序指令在运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤之前,所述计算机程序指令在运行时还用于执行以下步骤:获取初始多普勒频谱图;如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个或两个血管的多普勒信号生成的并且在初始多普勒频谱图中两个或两个血管的血流方向相同,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0161] 在一个实施例中,在所述计算机程序指令在运行时所用于执行的获取待分析多普勒频谱图的步骤之前,所述计算机程序指令在运行时还用于执行以下步骤:获取初始多普勒频谱图;如果初始多普勒频谱图是基于叠加在一起的两个血管的多普勒信号生成的并且

在初始多普勒频谱图中两个血管的血流方向反向并且在初始多普勒频谱图中与至少一个血管对应的谱图部分存在异常,则输出用于指示操作者重新实施经颅多普勒检查的指示信息。

[0162] 在一个实施例中,在所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤之前,所述计算机程序指令在运行时还用于执行以下步骤:对待分析多普勒频谱图进行降噪。

[0163] 在一个实施例中,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的对待分析多普勒频谱图进行降噪的步骤包括:通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于预设能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0164] 在一个实施例中,所述计算机程序指令在运行时所用于执行的对待分析多普勒频谱图进行降噪的步骤包括:对待分析多普勒频谱图的整体能量求平均值,以获得谱图平均值;计算待分析多普勒频谱图中低于谱图平均值的能量的均值和方差;根据均值和方差设定自适应能量阈值;以及通过滤波方式将待分析多普勒频谱图中能量高于自适应能量阈值的血流信号提取出来,以获得降噪后的待分析多普勒频谱图。

[0165] 在一个实施例中,在所述计算机程序指令在运行时所用于执行的从待分析多普勒频谱图中识别待分析谱图特征的步骤之前,所述计算机程序指令在运行时还用于执行以下步骤:通过滤波方式对待分析多普勒频谱图进行干扰过滤,以去除待分析多普勒频谱图中的干扰信号。

[0166] 在一个实施例中,异常信息还包括:关于血流整体上是是否正常的状态信息和/或关于血流方向是否反向的方向信息。

[0167] 在一个实施例中,所述计算机程序指令在运行时还用于执行以下步骤:获取正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图,其中,正样本多普勒频谱图包含与待分析多普勒频谱图所包含的异常频谱特征类型一致的特定异常频谱特征,负样本多普勒频谱图不包含特定异常频谱特征;从正样本多普勒频谱图中识别正样本谱图特征,并从负样本多普勒频谱图中识别负样本谱图特征;以及利用正样本谱图特征和负样本谱图特征训练分类器模型,以获得训练好的分类器。

[0168] 在一个实施例中,谱图分析设备700是独立于用于采集多普勒信号以获得待分析多普勒频谱图的超声经颅多普勒血流分析仪的设备,或者谱图分析设备700是所述超声经颅多普勒血流分析仪。

[0169] 在一个示例中,谱图分析设备可以是任何具有计算能力的独立的设备,例如个人计算机、移动终端、服务器等。谱图分析设备可以通过有线或无线方式与超声经颅多普勒血流分析仪通信,接收超声经颅多普勒血流分析仪采集的经颅多普勒频谱图(包括待分析多普勒频谱图、初始多普勒频谱图、正样本多普勒频谱图和负样本多普勒频谱图),并进行谱图分析。谱图分析设备还可以从其他位置处获得经颅多普勒频谱图,例如从网络下载等。采用独立的设备实现谱图分析设备使得谱图分析功能能够在远程设备上实现,同时也有利于获得较快的处理速度。

[0170] 在另一个示例中,谱图分析设备可以是超声经颅多普勒血流分析仪。谱图分析设备的处理器可以是超声经颅多普勒血流分析仪中的信号处理模块,谱图分析设备的存储器可以是超声经颅多普勒血流分析仪中的存储模块。超声经颅多普勒血流分析仪的探头采集

到的初始的多普勒信号(其为超声回波信号)经过声电转换、放大、模数转换(ADC)、解调等一系列操作之后,转换为有效的多普勒信号,多普勒信号送入信号处理模块中进行处理。在信号处理模块中,可以执行生成经颅多普勒频谱图以及基于该经颅多普勒频谱图进行谱图分析等步骤。超声经颅多普勒血流分析仪具有现成的处理模块,因此可以非常容易地将本文描述的谱图分析功能集成到超声经颅多普勒血流分析仪中,这样能够以较低成本实现超声经颅多普勒血流分析仪的升级,也能够使得超声经颅多普勒血流分析仪实现更多功能。

[0171] 根据本发明实施例的谱图分析装置600中的各模块可以通过根据本发明实施例的实施谱图分析的电子设备的处理器运行在存储器中存储的计算机程序指令来实现,或者可以在根据本发明实施例的计算机程序产品的计算机可读存储介质中存储的计算机指令被计算机运行时实现。

[0172] 尽管这里已经参考附图描述了示例实施例,应理解上述示例实施例仅仅是示例性的,并且不意图将本发明的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改,而不偏离本发明的范围和精神。所有这些改变和修改意在被包括在所附权利要求所要求的本发明的范围之内。

[0173] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0174] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个设备,或一些特征可以忽略,或不执行。

[0175] 在此处所提供的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0176] 类似地,应当理解,为了精简本发明并帮助理解各个发明方面中的一个或多个,在对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而,并不应将该本发明的方法解释成反映如下意图:即所要求保护的本发明要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说,如相应的权利要求书所反映的那样,其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特征的特征来解决相应的技术问题。因此,遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式,其中每个权利要求本身都作为本发明的单独实施例。

[0177] 本领域的技术人员可以理解,除了特征之间相互排斥之外,可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述,本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

[0178] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本发明的

范围之内并且形成不同的实施例。例如,在权利要求书中,所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0179] 本发明的各个部件实施例可以以硬件实现,或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例的谱图分析装置中的一些模块的一些或者全部功能。本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这样的实现本发明的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0180] 应该注意的是上述实施例对本发明进行说明而不是对本发明进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中,这些装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

[0181] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式或对具体实施方式的说明,本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。本发明的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

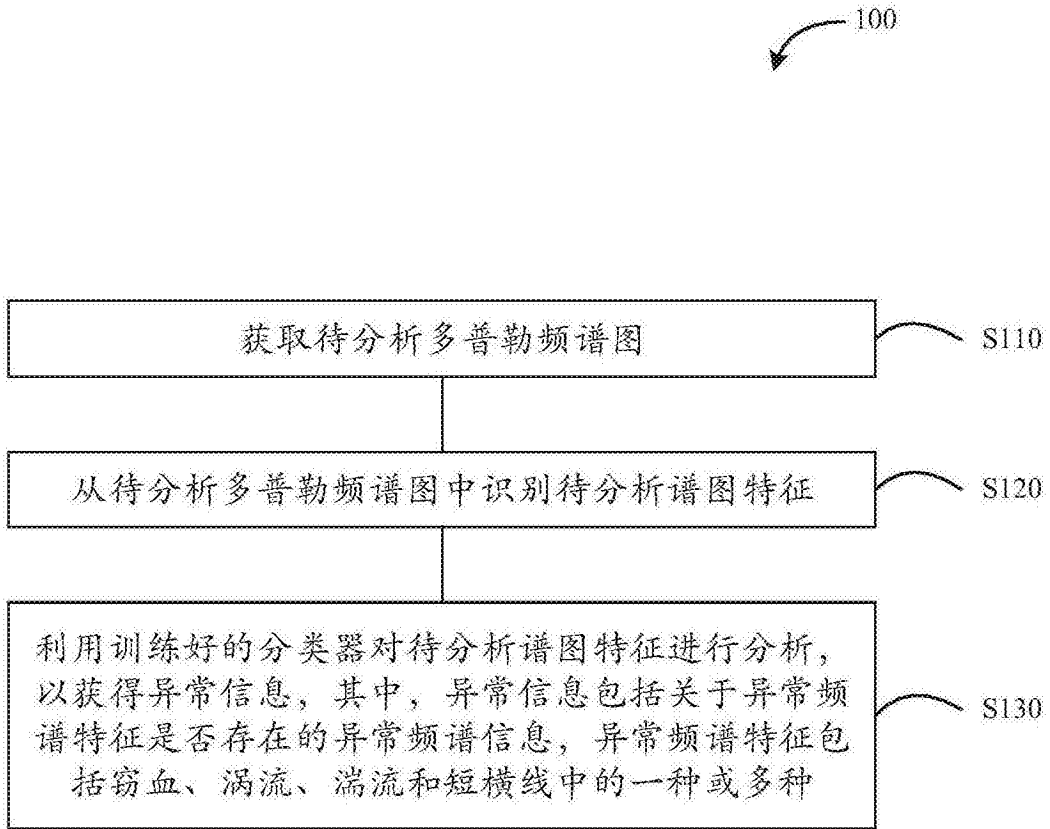


图1

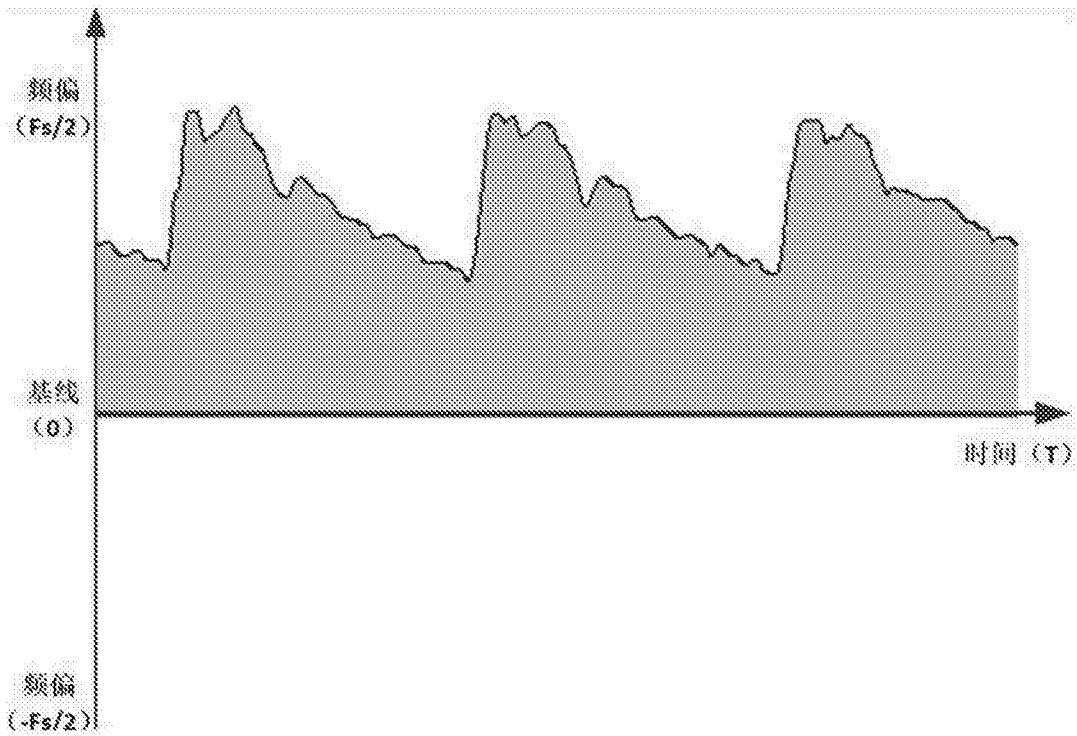


图2

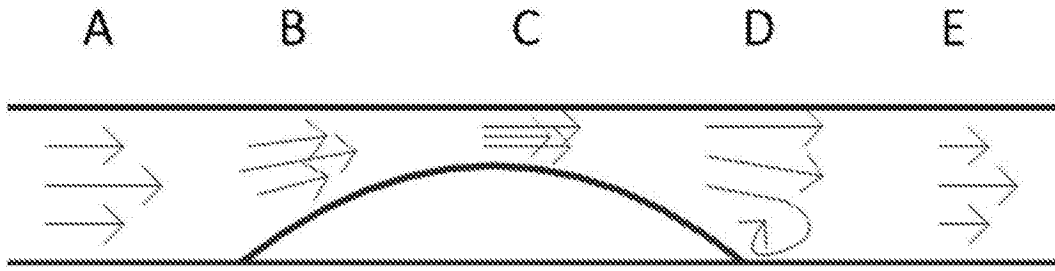


图3

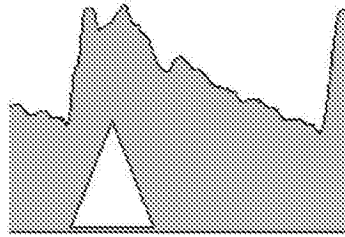


图4a

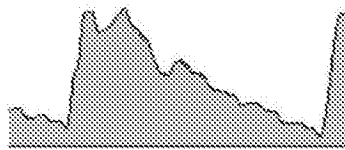


图4b

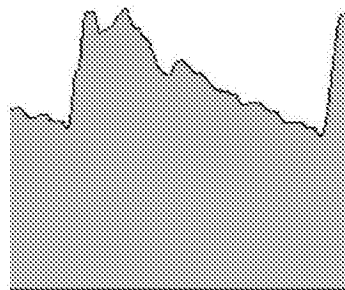


图4c

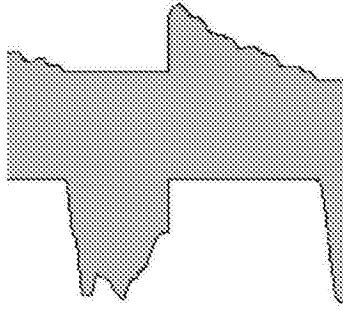


图4d

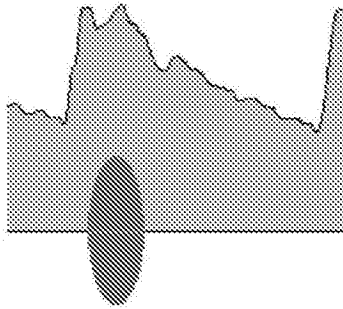


图4e

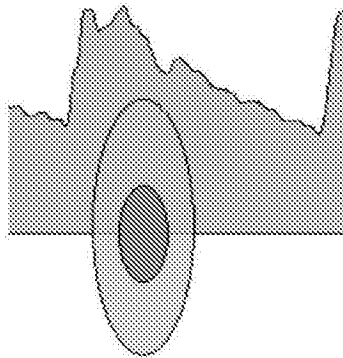


图4f

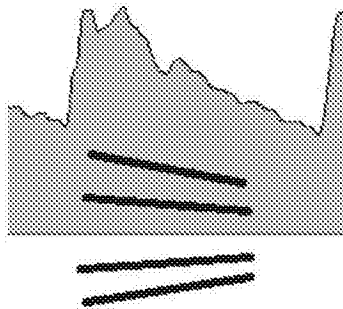


图4g

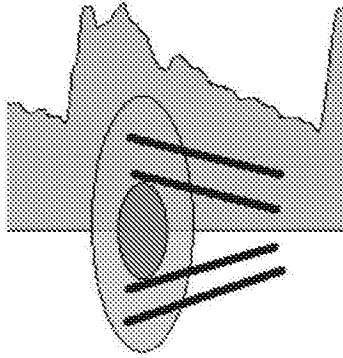


图4h

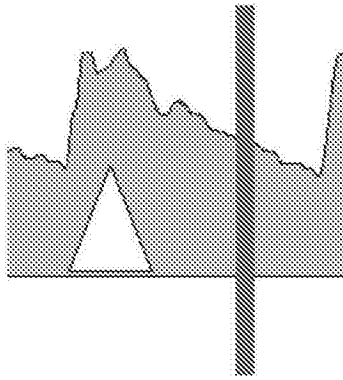


图4i

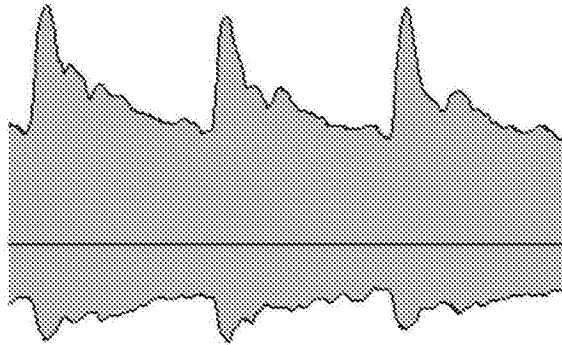


图5a

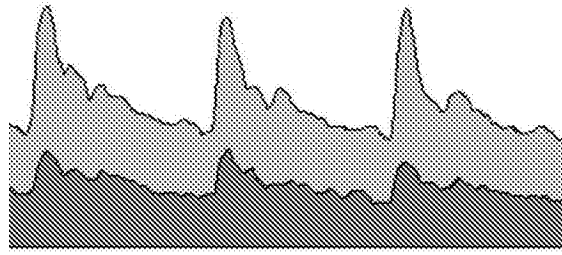


图5b

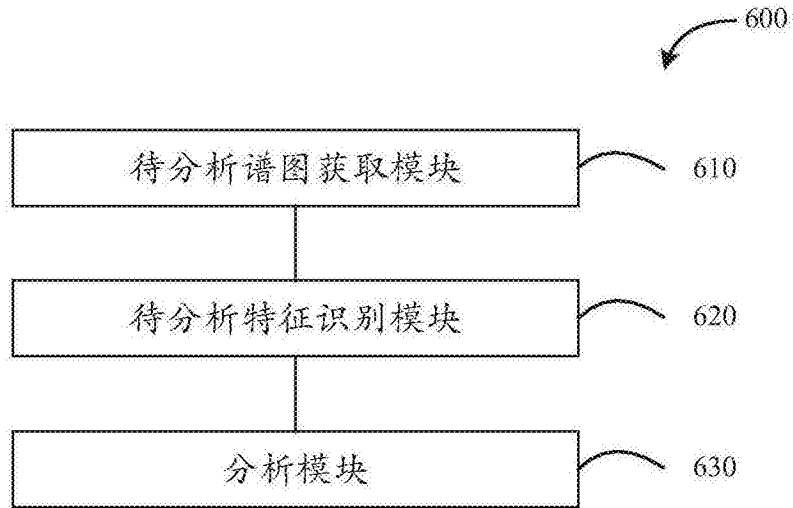


图6

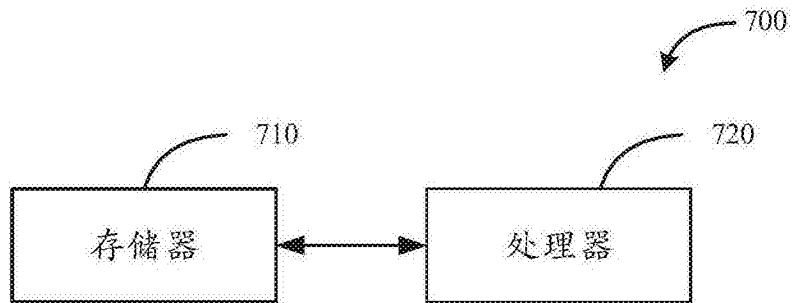


图7