



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102078202 A

(43) 申请公布日 2011.06.01

(21) 申请号 200910225863.8

(22) 申请日 2009.11.30

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 吴方刚

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张晓冬 王洪斌

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

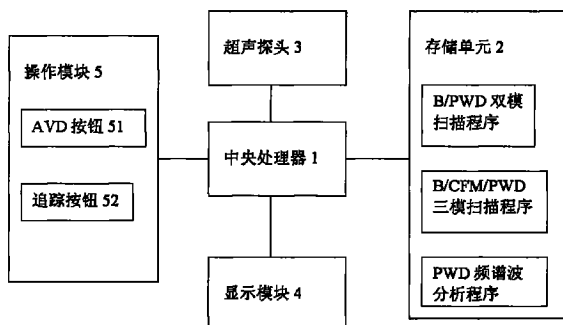
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于识别动脉静脉的方法及超声成像设备

(57) 摘要

本发明提供的超声成像设备,包括中央处理器、存储单元、超声探头、显示模块、操作模块;操作模块包括动脉静脉识别按钮,存储单元内存储有 B/ 脉冲多普勒模 (B/PWD) 双模扫描模式程序、脉冲多普勒 (PWD) 频谱波分析程序和 / 或 B/ 彩色血流成像 / 脉冲多普勒 (B/CFM/PWD) 三模扫描模式程序;当按下动脉静脉识别按钮,中央处理器会收到识别动脉静脉的指令,控制显示模块上显示追踪范围,通过移动追踪范围来选定要捕获的血管,中央处理器根据其收到的动脉静脉识别按钮的指令及捕获的血管回波信号,从存储单元中调用相应的频谱波分析程序对捕获的血管进行分析,判断所捕获的血管是否属于动脉或静脉,并根据判断结果在捕获的血管上标注标识,通过显示模块显示。



1. 一种超声成像设备,包括中央处理器、存储单元、超声探头、显示模块、操作模块,其中,中央处理器接收超声探头、操作模块的信息或指令,并进行相应的处理,处理后的结果通过显示模块显示和/或将相应的信息存储到存储单元;其特征在于,所述操作模块包括动脉静脉识别按钮,所述的存储单元内存储有B/脉冲多普勒模(B/PWD)双模扫描模式程序、脉冲多普勒(PWD)频谱波分析程序和/或B/彩色血流成像/脉冲多普勒(B/CFM/PWD)三模扫描模式程序;其中动脉静脉识别按钮向中央处理器发送识别动脉静脉的指令,中央处理器收到识别动脉静脉的指令后,控制显示模块上显示追踪区域,移动追踪区域选定要捕获的血管,中央处理器根据其收到的动脉静脉识别按钮的指令及捕获的血管的回波信号,从存储单元中调用相应的频谱波分析程序对捕获的血管进行分析,判断所捕获的血管是否属于动脉或静脉,并根据判断结果在捕获的血管上标注标识,通过显示模块显示出来。

2. 如权利要求1所述的超声成像设备,其特征在于:在所述的追踪区域内显示有采样门,所述的采样门位于追踪范围的中心并位于被捕获的血管内,中央处理器控制采样门动态的对被捕获的血管进行采样,并对采样信息进行分析以判断血管的类型。

3. 如权利要求2所述的超声成像设备,其特征在于:所述的采样门对捕获的血管进行采样,获取PWD回波信号并反馈给中央处理器,中央处理器根据该PWD回波信号进行频谱波分析。

4. 如权利要求3所述的超声成像设备,其特征在于:当中央处理器获得多个周期的PWD回波信号后,执行频谱波分析程序。

5. 如权利要求4所述的超声成像设备,其特征在于:当中央处理器获得3~5个周期的PWD回波信号后,执行频谱波分析程序。

6. 如权利要求1所述的超声成像设备,其特征在于:其中PWD频谱波分析程序包括包络分析、周期(心律)分析、自动混叠校正、波峰/波谷值分析、搏动/阻力指数分析和流动速度分析程序中之一种或多种。

7. 如权利要求6所述的超声成像设备,其特征在于:所述的流动速度分析包括最大/平均/最小流量分析和加速度分析。

8. 如权利要求1所述的超声成像设备,其特征在于:通过触摸屏的方式移动追踪区域或通过设置在操作模块上的追踪按钮移动追踪区域。

9. 如权利要求1所述的超声成像设备,其特征在于:当执行频谱波分析程序时,中央处理器通过降低B模或CFM模图像的线密度以保持B模或CFM模图像的帧速率。

10. 如权利要求1所述的超声成像设备,其特征在于:当执行频谱波分析程序时,控制PWD频谱波和PWD音频不被显示在显示模块上。

11. 如权利要求1所述的超声成像设备,其特征在于:在CFM模图像中识别动脉静脉时,如果捕获到的血管是彩色噪声而非真正的血管的血流,删除捕获到的彩色;如果捕获到的血管是动脉,则该血管被标注为红色,红色饱和度代表动脉的血流速度;如果捕获到的血管是静脉,则该血管被标注为蓝色,蓝色的饱和度代表静脉的血流速度。

12. 一种应用于权利要求1中的超声成像设备在B模或彩色血流成像模(CFM)的图像中识别动脉静脉的方法,包括如下的步骤:

第一,获取B模或CFM模血管图像;

第二,发送动脉静脉识别指令,中央处理器根据该指令,控制显示模块出现一个追踪区

域,移动该追踪区域到导管中以捕获血管;

第三,中央处理器调整采样门的位置和角度,控制采样门实时位于追踪区域的中心,并且位于所捕获的血管内;

第四,当要进行分析或识别的血管被捕获到时,中央处理器启动 B 模 / 脉冲多普勒模 (B/PWD) 双模或 B 模 / 彩色血流成像 / 脉冲多普勒模 (B/CFM/PWD) 三模扫描模式程序,使超声成像设备的前台维持 B 模式或 B 模 / 彩色血流成像模式,在显示模块上显示,超声成像设备的后台执行 PWD 模式;

第五,中央处理器动态的获取被捕获血管采样门内的 PWD 回波信号,中央处理器对该 PWD 回波信号进行血流分析;

第六,根据分析结果,作出判断,并在被捕获的血管上标上标识,通过显示模块显示结果。

13. 如权利要求 12 所述的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,其特征在于:

当获得 3 ~ 5 个周期的 PWD 回波信号后,中央处理器执行频谱波分析程序。

14. 如权利要求 13 所述的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,其特征在于:所述的频谱波分析程序包括包络分析、周期 (心律) 分析,自动混叠校正,波峰 / 波谷 (PS/ED) 分析,搏动 / 阻力指数 (PI/RI) 分析和流动速度分析的一种或多种。

15. 如权利要求 14 所述的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,其特征在于:所述的流动速度分析包括最大 / 平均 / 最小流量分析和加速度分析。

16. 如权利要求 12 所述的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,其特征在于:当超声成像设备的后台执行 PWD 模式时,通过控制降低 B 模或 CFM 模图像的线密度以保持 B 模或 CFM 模图像的帧速率。

17. 如权利要求 12 所述的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,其特征在于:当超声成像设备的后台执行 PWD 模式时,控制 PWD 频谱波和 PWD 音频不被显示在显示模块上。

18. 如权利要求 12 所述的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,其特征在于:在 CFM 模图像中识别动脉静脉时,如果捕获到的血管是彩色噪声而非真正的血管的血流,删除捕获到的彩色;如果捕获到的血管是动脉,则该血管被标注为红色,红色饱和度代表动脉的血流速度;如果捕获到的血管是静脉,则该血管被标注为蓝色,蓝色的饱和度代表静脉的血流速度。

用于识别动脉静脉的方法及超声成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医用超声成像领域,特别是关于超声成像中在B模(B mode)或彩色血流成像(Color Flow Mapping,简称CFM)的影像中识别动脉和静脉的方法及超声成像设备。

背景技术

[0002] 现有的B模技术可以显示血管,但有时候从消声组织,如囊肿的图像中鉴别出是否是血管是很难的。于是出现了彩色血流成像技术(Color Flow Mapping,简称CFM),其可以帮助临床医生很方便的从非血管组织中鉴别出血管。CFM采用多普勒技术来通过对血流的方向信息和速度信息进行编码并将其获得的编码信息叠加到B模影像上以获得血管的流动影像。对于彩色流动影像,红色的代表血管流的流向是流向探头的,蓝色代表背离探头。对于那些有经验的临床医生来说,他们可以通过结合在探头一侧的流向信息和探头标记来区分动脉和静脉。但是,在某些情况下,仅仅通过彩色血流图像也很难区分动脉和静脉。特别是对于没有超声应用经验的医生,他们经常利用解剖知识错误的认为红色流是动脉流,蓝色流是静脉流。

[0003] 基于上述问题,于是又出现了脉冲波多普勒(Pulse Wave Doppler,简称PWD)技术,其通过分析脉冲波频谱,医生可以识别动脉和静脉。如美国专利第2006/0184032号其所揭示的方法。图1所示为现有的识别血管是否是动脉或静脉的两个工作流程。一个是:在B模图像中,首先得到B模血管图像,然后切换到PWD模式,将采样门移动到血管内,调整角度使其与流动方向一致,分析频谱波,以确定是动脉还是静脉,然后再切换回B模式。另一个工作流程是:在CFM模图像中,先获得B模血管图像,然后切换到CFM模式,然后再切换到PWD模式,将采样门移动到血管内,调整角度使其与流动方向一致,分析频谱波,以确定是动脉还是静脉,然后再切换回CFM模式。这些操作及模式的转换均是由医生在显示模块上操作的,模式之间的转换不仅频繁复杂且费时,容易造成混淆。有时甚至出现最坏的情况,即血管图像可能由于频繁的模式转变,或探头运动或身体移动而丢失,以致临床医生又重复上述流程来判断血管;并且采样门的位置和角度需要不断的调整以获得较佳的PWD频谱,而且PWD频谱波对于非超声应用的临床医生来说是很难理解和分析的,整个操作复杂且需要一定的经验。例如,在新兴的麻醉应用领域中,由于血管更容易比神经组织检测到,因此,麻醉师经常先找到动脉或静脉,然后再通过分析找到位置位于动脉或静脉旁的神经组织。但这得要求医生对动脉和静脉的准确识别有非常丰富的经验,而这对于那些不是超声应用专家的麻醉师来讲确实是很困难的。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种解决上述问题的、在B模图像或CFM图像中自动识别动脉或静脉的医学超声成像设备,其简化了传统的动脉或静脉识别的复杂的工作流程,为医生提供简单的操作,提高了医生的工作效率。

[0005] 本发明的另一目的在于提供一种解决上述问题的、适用于医学超声成像设备在B

模图像或 CFM 图像中自动识别动脉或静脉的方法,其具有简单的工作流程,方便医生操作,提高了医生的工作效率。

[0006] 本发明提供的超声成像设备,包括中央处理器、存储单元、超声探头、显示模块、操作模块,其中,中央处理器接收超声探头、操作模块的信息或指令,并进行相应的处理,处理后的结果通过显示模块显示和 / 或将相应的信息存储到存储单元;所述操作模块包括动脉静脉识别按钮,所述的存储单元内存储有 B/ 脉冲多普勒模 (B/PWD) 双模扫描模式程序、脉冲多普勒 (PWD) 频谱波分析程序和 / 或 B/ 彩色血流成像 / 脉冲多普勒 (B/CFM/PWD) 三模扫描模式程序;其中,动脉静脉识别按钮向中央处理器发送识别动脉静脉指令,中央处理器收到识别动脉静脉的指令后,控制显示模块上显示追踪区域,移动追踪区域选定要捕获的血管,中央处理器根据其收到的动脉静脉识别按钮的指令及捕获的血管的回波信号,从存储单元中调用相应的频谱波分析程序对捕获的血管进行分析,判断所捕获的血管是否属于动脉或静脉,并根据判断结果在捕获的血管上标注标识,通过显示模块显示出来。

[0007] 其中,在所述的追踪区域内显示有采样门,所述的采样门位于追踪范围的中心并位于被捕获的血管内,中央处理器控制采样门动态的对被捕获的血管进行采样,并对采样信息进行分析以判断血管的类型。

[0008] 其中,所述的采样门对捕获的血管进行采样,获取 PWD 回波信号并反馈给中央处理器,中央处理器根据该 PWD 回波信号进行频谱波分析。

[0009] 其中,当中央处理器获得多个周期的 PWD 回波信号后,执行频谱波分析程序。

[0010] 其中,当中央处理器获得 3 ~ 5 个周期的 PWD 回波信号后,执行频谱波分析程序。

[0011] 其中 PWD 频谱波分析程序包括包络分析、周期 (心律) 分析、自动混叠校正、波峰 / 波谷值分析、搏动 / 阻力指数分析和流动速度分析程序中之一或多种。

[0012] 其中,所述的流动速度分析包括最大 / 平均 / 最小流量分析和加速度分析。

[0013] 其中,通过触摸屏的方式移动追踪区域或通过设置在操作模块上的追踪按钮移动追踪区域。

[0014] 其中,当执行频谱波分析程序时,中央处理器通过降低 B 模或 CFM 模图像的线密度以保持 B 模或 CFM 模图像的帧速率。

[0015] 其中,当执行频谱波分析程序时,控制 PWD 频谱波和 PWD 音频不被显示在显示模块上。

[0016] 其中,在 CFM 模图像中识别动脉静脉时,如果捕获到的血管是彩色噪声而非真正的血管的血流,删除捕获到的彩色;如果捕获到的血管是动脉,则该血管被标注为红色,红色饱和度代表动脉的血流速度;如果捕获到的血管是静脉,则该血管被标注为蓝色,蓝色的饱和度代表静脉的血流速度。

[0017] 本发明提供的应用于权利要求 1 中的超声成像设备在 B 模或彩色血流成像模 (CFM) 的图像中识别动脉静脉的方法,包括如下的步骤:

[0018] 第一,获取 B 模或 CFM 模血管图像;

[0019] 第二,发送动脉静脉识别指令,中央处理器根据该指令,控制显示模块出现一个追踪区域,移动该追踪区域到导管中以捕获血管;

[0020] 第三,中央处理器调整采样门的位置和角度,控制采样门实时位于追踪区域的中心,并且位于所捕获的血管内;

[0021] 第四,当要进行分析或识别的血管被捕获到时,中央处理器启动 B 模 / 脉冲多普勒模 (B/PWD) 双模或 B 模 / 彩色血流成像 / 脉冲多普勒模 (B/CFM/PWD) 三模扫描模式程序,使超声成像设备的前台维持 B 模式或 B 模 / 彩色血流成像模式,在显示模块上显示,超声成像设备的后台执行 PWD 模式;

[0022] 第五,中央处理器动态的获取被捕获血管采样门内的 PWD 回波信号,中央处理器对该 PWD 回波信号进行血流分析;

[0023] 第六,根据分析结果,作出判断,并在被捕获的血管上标上标识,通过显示模块显示结果。

[0024] 其中,当获得 3 ~ 5 个周期的 PWD 回波信号后,中央处理器执行频谱波分析程序。

[0025] 其中,所述的频谱波分析程序包括包络分析、周期 (心律) 分析,自动混叠校正,波峰 / 波谷 (PS/ED) 分析,搏动 / 阻力指数 (PI/RI) 分析和流动速度分析的一种或多种。

[0026] 其中,所述的流动速度分析包括最大 / 平均 / 最小流量分析和加速度分析。

[0027] 其中,当超声成像设备的后台执行 PWD 模式时,通过控制降低 B 模或 CFM 模图像的线密度以保持 B 模或 CFM 模图像的帧速率。

[0028] 其中,当超声成像设备的后台执行 PWD 模式时,控制 PWD 频谱波和 PWD 音频不被显示在显示模块上。

[0029] 其中,在 CFM 模图像中识别动脉静脉时,如果捕获到的血管是彩色噪声而非真正的血管的血流,删除捕获到的彩色;如果捕获到的血管是动脉,则该血管被标注为红色,红色饱和度代表动脉的血流速度;如果捕获到的血管是静脉,则该血管被标注为蓝色,蓝色的饱和度代表静脉的血流速度。

[0030] 本发明介绍了只由一个按钮操作的方法及设备,帮助临床医生自动识别在 B 模或 CFM 模影像中的动脉和静脉。在 B 模中,只需要操作一个动脉静脉识别按钮,捕获的血管就被标有识别动脉和静脉的识别标记如 'A' 或 V 字符。在 CFM 模式中,只要按一下动脉静脉识别按钮,被捕获到的动脉被编码成红色,被捕获到的静脉被编码成蓝色,这与医生的解剖常识编码一致。通过本发明,医生只要按一下按钮,就可以很容易地区别动脉和静脉,摆脱了现有的通过结合传统的 CFM 影像和探头标记的复杂判断过程。本发明简化了传统的识别动脉和静脉的复杂的工作流程,为超声的应用提供了更大的便利性,如为实现麻醉应用提供快速定位动脉静脉。同时,本发明在进行频谱波分析时,其中的 B/PWD 双模或 B/CFM/PWD 三重模式在后端工作,不显示在前端工作时的频谱波和音频,其前端一直保持显示 B 模 CFM 模图像,方便医生看图。

附图说明

[0031] 图 1 为现有识别动脉静脉的流程图示意图。

[0032] 图 2 为本发明的超声成像设备功能模块示意图。

[0033] 图 3 为本发明在 B 模图像中识别动脉静脉的流程图。

[0034] 图 4 为本发明在 B 模图像中捕获血管的示意图。

[0035] 图 5 为本发明在 B 模图像中捕获血管的另一示意图。

[0036] 图 6A-6D 为发明在 B 模图像中对捕获的血管进行标注识别标记的示意图。

[0037] 图 7 为本发明在 CFM 模图像中识别动脉静脉的流程图。

[0038] 图 8 为本发明在 CFM 模图像中捕获血管的示意图。

具体实施方式

[0039] 下面,参照附图来详细说明本发明的实施形态。本发明不限于实施形态。

[0040] 本发明提供的应用于医学超声成像设备中只通过一个按钮就可在 B 模或 CFM 模影像中识别动脉和静脉的方法,简化了传统的动脉静脉识别的复杂工作流程。如图 2 所示,为本发明的超声成像设备的功能模块示意图,其包括中央处理器 1、存储单元 2、超声探头 3、显示模块 4、操作模块 5,其中,中央处理器 1 接收超声探头 3、操作模块 5 的信息或指令,并进行相应的处理,处理后的结果通过显示模块 4 显示或将相应的信息存储到存储单元 2。其中,操作模块 5 包括动脉静脉识别 (Artery vein discrimination, AVD) 按钮 51 和追踪按钮 52,所述的存储单元 2 内存储有 B/PWD 双模扫描模式程序和或 B/CFM/PWD 三模扫描模式程序、PWD 频谱波分析程序。其中 PWD 频谱波分析程序包括如包络分析、周期 (心律) 分析、自动混叠校正、波峰 / 波谷 (PS/ED) 值分析、搏动 / 阻力指数 (PI/RI) 分析和流动速度分析。所述的流动速度分析包括最大 / 平均 / 最小流量分析和加速度分析等。医生想要知道扫描的图像中,哪些是动脉哪些是静脉,其只需按下 AVD 按钮 51,并通过追踪按钮 52 移动选定范围,中央处理器 1 会根据其收到的指令,从存储单元 2 中调用相应的分析程序对其选定的范围进行分析,判断所选定的范围是否属于动脉或静脉,并根据判断结果在选定的范围内标注标识,通过显示模块 4 显示出来,告知医生。

[0041] 所述的追踪按钮 52 可以是鼠标或可滑动的球。

[0042] 下面分别对其工作流程作详细的说明。

[0043] 如图 3 所示,为在 B 模图像中自动识别动脉和静脉的工作流程,包括如下的步骤:

[0044] 第一,超声探头 3 扫描要扫描的部位,并将信息反馈给中央处理器 1,中央处理器 1 对超声探头 3 发送的信息进行处理,获得 B 模血管图像 41,请同时参阅图 4 所示,并通过显示模块 4 显示,同时也可存储到存储单元 2 中。

[0045] 第二,按下操作模块 5 中的动脉静脉识别按钮 51,中央处理器 1 接收到动脉静脉识别按钮 51 发送来的指令,控制显示模块 4 出现一个追踪区域 42,用户操作操作模块 5 上的追踪按钮 52 移动这个追踪区域 42 以捕获所要识别或分析的血管 100;这个追踪区域 42 会依赖于应用程序进行自动或手动的调整,例如,这个追踪区域 42 是应用于颈动脉的大血管时,其就是一个大的追踪区域 (图 5 所示),应用于甲状腺的小血管时,其就是一个小的追踪区域 (图 4 所示)。当然,这个追踪区域 42 的形状大小可以根据应用进行调整以匹配所要识别的血管;所述的追踪区域 42 覆盖住所要捕获的血管。

[0046] 第三,同时中央处理器 1 调整采样门 43 的位置和角度,控制采样门 43 实时位于追踪区域 42 的中心,并且位于血管 100 内。

[0047] 第四,当要进行分析或识别的血管被捕获到时,中央处理器 1 根据追踪按钮 52 发送的指令,调用存储于存储单元 2 的 B/PWD 双模扫描模式程序,并启动该程序,使超声成像设备的前台维持 B 模式,在显示模块 4 上显示,通过控制降低 B 模图像的线密度以保持 B 模图像的帧速率;超声成像设备的后台执行 PWD 模式,PWD 频谱波和 PWD 音频是不被显示在显示模块 4 上的,

[0048] 第五,中央处理器 1 动态的获取被捕获血管 100 中心的采样门 43 内的 PWD 回波信

号,并对其进行血流分析。当获得多个周期的 PWD 回波信号如 3 ~ 5 个周期的 PWD 回波信号,中央处理器 1 执行频谱分析,如包络分析、周期(心律)分析,自动混叠校正,波峰/波谷(PS/ED)分析,搏动/阻力指数(PI/RI)分析和流动速度分析,包括最大/平均/最小流量分析和加速度分析。例如,静脉节奏与呼吸节奏是相关联的,因此可以通过周期分析将动脉与静脉区分开来。当然,这是还不足的。如果节奏比较弱,便可以分辨出它是静脉。但是,如果节奏不是那么弱,则还需要利用如 PS/ED 或 PI/RI 分析和速度分析来进行判断。如果有频谱混叠现象,分析前还会进行自动混叠校正。在作出判断前,会对频谱进行全面的分析。

[0049] 第六,根据分析结果,作出判断,并在显示模块 4 上显示结果。判断所捕获的血管是否是真的血管,如果不是,在被捕获的导管上标上标识标记,如'X',如图 6D 所示;如果是血管,判断该血管是动脉还是静脉,并相应的做上标识标记。当判断为动脉,标记为'A',如图 6A 所示;当判断为静脉,标记为'V',如图 6B 所示。如果没有结论或判决,不能判断该血管是动脉还是静脉,则标为'? ',如图 6C 所示。

[0050] 同样的,如图 7 所示,为在 CFM 模图像中自动识别动脉和静脉的工作流程,包括如下的步骤:

[0051] 第一,超声探头 3 扫描要扫描的部位,并将信息反馈给中央处理器 1,中央处理器 1 对超声探头 3 发送的信息进行处理,获得 B/CFM 模血管图像 41',请同时参阅图 8 所示,并通过显示模块 4 显示,同时也可存储到存储单元 2 中。

[0052] 第二,按下操作模块 5 中的动脉静脉识别按钮 51,中央处理器 1 接收到动脉静脉识别按钮 51 发送来的指令,控制显示模块 4 出现一个追踪区域 42',用户操作操作模块 5 上的追踪按钮 52 移动这个追踪区域 42' 以捕获所要识别或分析的血管 100';这个追踪区域 42' 会依赖于应用程序进行自动或手动的调整。当然,这个追踪区域 42' 的形状大小可以根据应用进行调整以匹配所要识别的血管;所述的追踪区域 42' 覆盖住所要捕获的血管。对于单血流目标,通过图像处理和分析可以自动捕捉到血流;对于多流目标,追踪按钮 52 用来移动追踪区域以捕获需要判断或分析的血流。

[0053] 第三,同时中央处理器 1 调整采样门 43' 的位置和角度,控制采样门 43' 实时位于追踪区域 42' 的中心,并且位于血管 100' 内。

[0054] 第四,当要进行分析或识别的血管被捕获到时,中央处理器 1 根据追踪按钮 52 发送的指令,调用存储于存储单元 2 的 B/CFM/PWD 三模扫描模式程序,并启动该程序,使超声成像设备的前台维持 B/CFM 模式,在显示模块 4 上显示,通过控制降低 B/CFM 图像的线密度以保持 B/CFM 模图像的帧速率;后超声成像设备的台执行 PWD 模式,PWD 频谱波和 PWD 音频是不被显示在显示模块 4 上的。

[0055] 第五,中央处理器 1 动态的获取被捕获血管 100' 中心位置的采样门 43' 内的 PWD 回波信号进行采样,并对其进行血流分析。对于 PWD 的工作模式,当获得多个周期的 PWD 回波信号如 3 ~ 5 个周期的 PWD 回波信号后,中央处理器 1 执行频谱分析,如包络分析、周期(心律)分析,自动混叠校正,波峰/波谷(PS/ED)分析,搏动/阻力指数(PI/RI)分析和流动速度分析,包括最大/平均/最小流量分析和加速度分析。例如,静脉节奏与呼吸节奏是相关联的,因此可以通过周期分析从动脉中识别出静脉。当然,这是还不足的。如果节奏比较弱,便可以分辨出它是静脉。但是,如果节奏不是那么弱,则同时还利用如 PS/ED 或 PI/RI

分析和速度分析来进行判断。如果有频谱混叠现象,分析前还会进行自动混叠校正。在作出判断前,会对频谱进行全面的分析。

[0056] 第六,根据分析结果,作出判断,并在显示模块 4 上显示结果。判断所捕获的血管是否是真的血管,如果捕获到的血管是彩色噪声而非真正的血管的血流,删除捕获到的彩色显示。如果是血管,判断该血管是动脉还是静脉,并相应的做上标识标记。如当判断为动脉血,将被标注为红色,红色饱和度代表动脉的血流速度。如果捕获到的血管是静脉,将被标注为蓝色,蓝色的饱和度代表静脉的血流速度。如果没有结论或判决,不能判断该血管是动脉还是静脉,则将其标注为黄色。

[0057] 所以,如果医生在 B/CFM 模图像中要判断血管是动脉还是静脉,只需要按下动脉静脉识别按钮,然后移动追踪区域来捕获导管,系统会自动分析并将结果反馈给医生,避免了现有的需要人工操作的、复杂的模式转换的方式,提高了工作效率。

[0058] 当然,本发明也可通过触摸屏的方式移动追踪区域。



图 1

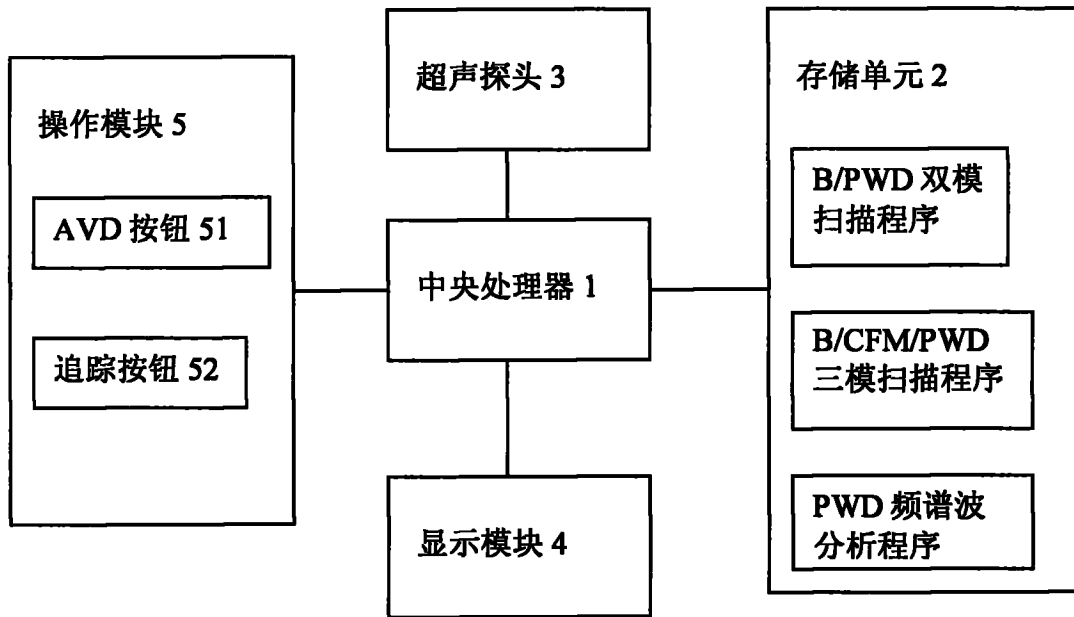


图 2

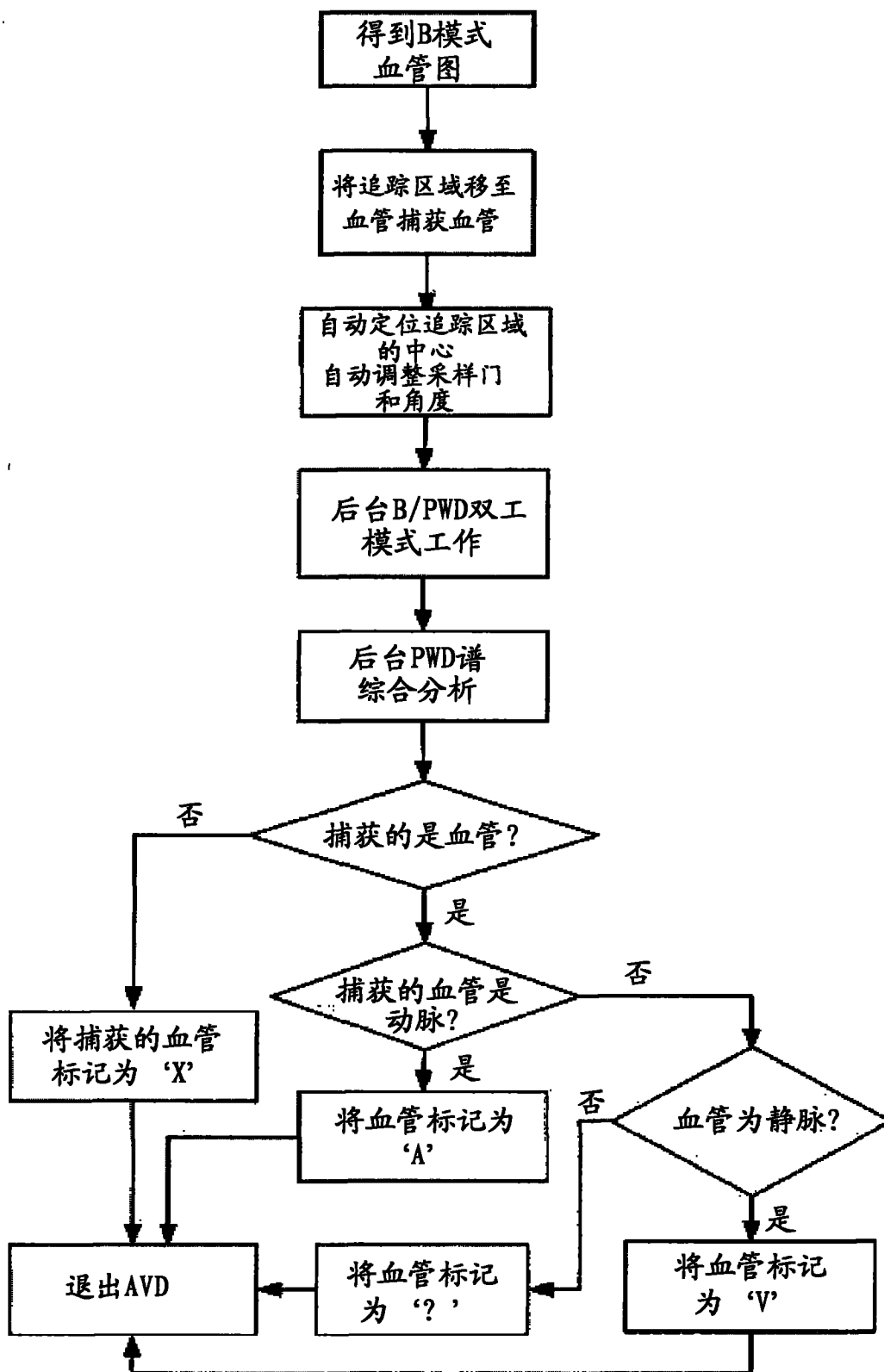


图 3

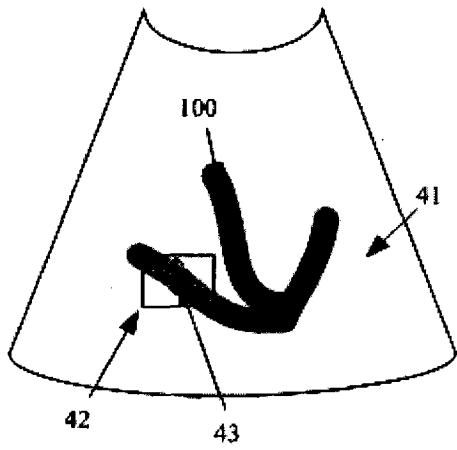


图 4

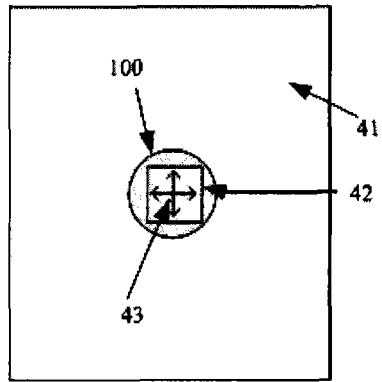


图 5

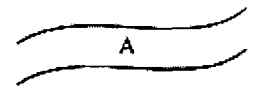


图 6A

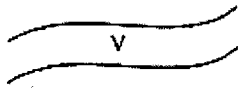


图 6B

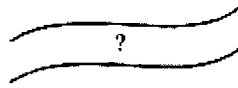


图 6C

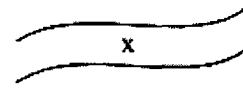


图 6D

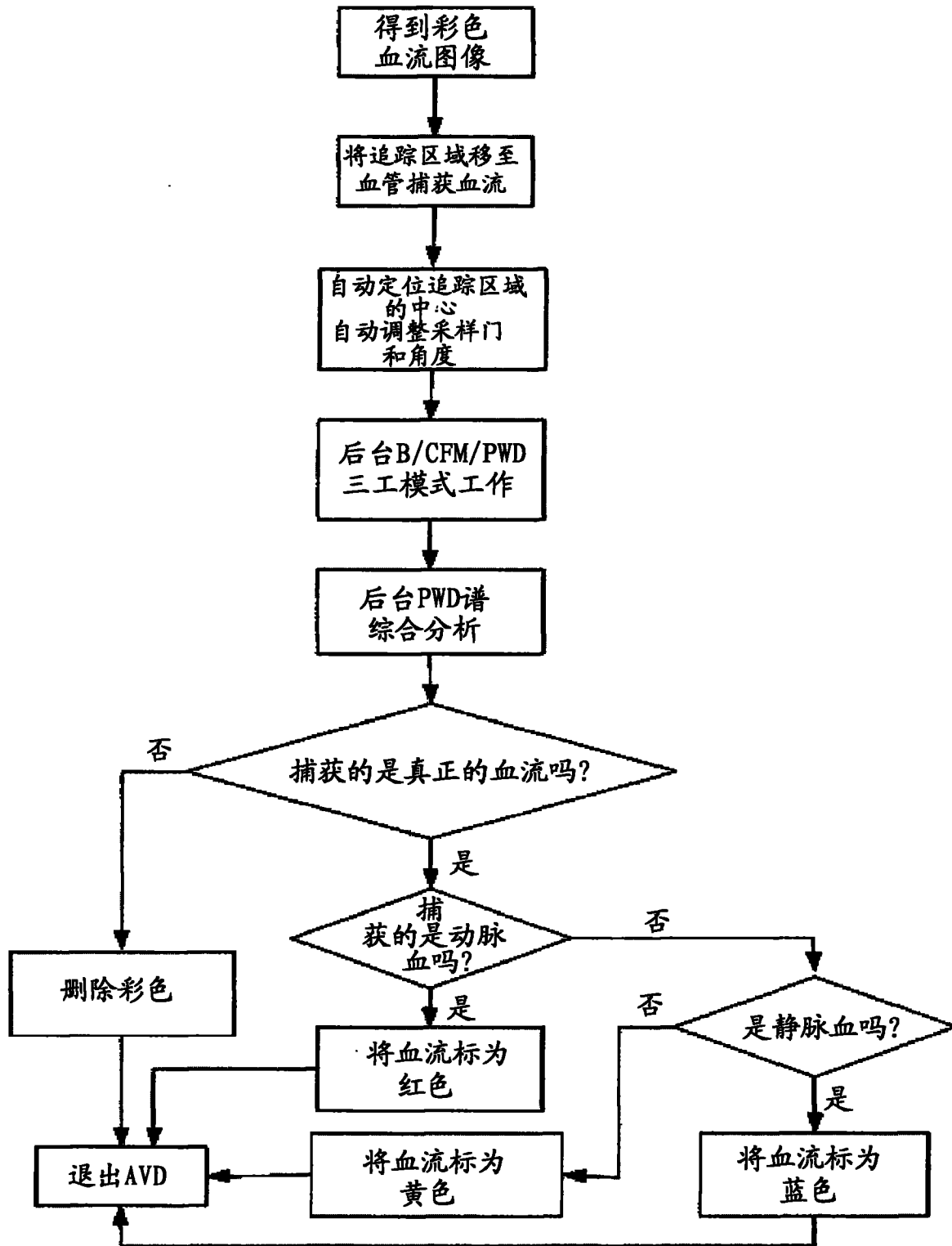


图 7

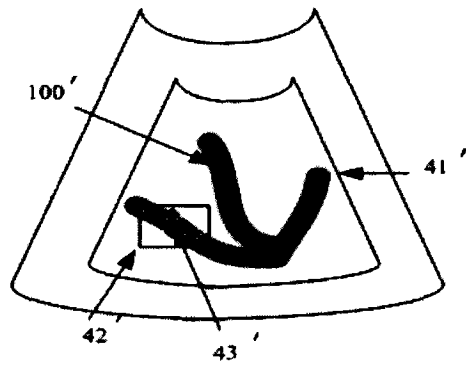


图 8

专利名称(译)	用于识别动脉静脉的方法及超声成像设备		
公开(公告)号	CN102078202A	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	CN200910225863.8	申请日	2009-11-30
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	吴方刚		
发明人	吴方刚		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/14		
代理人(译)	张晓冬 王洪斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的超声成像设备，包括中央处理器、存储单元、超声探头、显示模块、操作模块；操作模块包括动脉静脉识别按钮，存储单元内存储有B/脉冲多普勒模(B/PWD)双模扫描模式程序、脉冲多普勒(PWD)频谱波分析程序和/或B/彩色血流成像/脉冲多普勒(B/CFM/PWD)三模扫描模式程序；当按下动脉静脉识别按钮，中央处理器会收到识别动脉静脉的指令，控制显示模块上显示追踪范围，通过移动追踪范围来选定要捕获的血管，中央处理器根据其收到的动脉静脉识别按钮的指令及捕获的血管回波信号，从存储单元中调用相应的频谱波分析程序对捕获的血管进行分析，判断所捕获的血管是否属于动脉或静脉，并根据判断结果在捕获的血管上标注标识，通过显示模块显示。

