



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106028947 B

(45)授权公告日 2019.11.12

(21)申请号 201580009018.0

詹姆士·帕特里克·思罗尔

(22)申请日 2015.05.07

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106028947 A

代理人 郝传鑫 熊永强

(43)申请公布日 2016.10.12

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/06(2006.01)

2016.08.18

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2015/078449 2015.05.07

(56)对比文件

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/176855 ZH 2016.11.10

CN 101884551 A, 2010.11.17,

CN 101647715 A, 2010.02.17,

CN 101252886 A, 2008.08.27,

EP 1097674 A3, 2001.07.18,

US 2012/0150039 A1, 2012.06.14,

CN 101313856 A, 2008.12.03,

CN 102772227 A, 2012.11.14,

(73)专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 卢晓萍

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

(72)发明人 沈莹莹 李雷

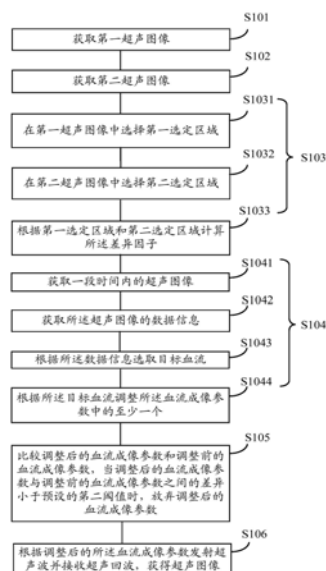
权利要求书3页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

血流成像方法及系统

(57)摘要

本发明提供了一种血流成像方法,包括以下步骤,获取第一超声图像(S101);获第二超声图像(S102);根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子(S103);确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个(S104);根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像(S106)。本发明的血流成像方法及系统通过对获得的超声图像进行分析处理、提取出血流运动信息,从而实现对血流成像参数的优化调整,调整过程方便快捷,可实现参数的快速优化。



1. 一种血流成像方法,其特征在于,包括以下步骤,

根据血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得一系列超声图像;

显示所述一系列超声图像;

监测是否接收到启动触发信号,当确认接收到所述启动触发信号时:获取在第一时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第一超声图像;获取在第二时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第二超声图像;

根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;

确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个;

比较调整后的血流成像参数和调整前的血流成像参数;

确认调整后的血流成像参数与调整前的血流成像参数之间的差异满足预设的第二阈值时,根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像;

显示根据调整后的所述血流成像参数获得的超声图像。

2. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,所述启动触发信号每隔预定时间产生、每隔预定帧超声图像产生或者当用户手动调节了所述血流成像参数中的一个或者多个之后产生。

3. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子时,进一步包括以下步骤:

在所述第一超声图像中选择第一选定区域;

在所述第二超声图像中选择第二选定区域;

根据所述第一选定区域和所述第二选定区域计算所述差异因子。

4. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子包括:

计算所述第一超声图像与所述第二超声图像的相关系数、所述第一超声图像的像素灰度值与所述第二超声图像的像素灰度值之间的灰度差值和/或所述第一超声图像的像素灰度值均值与所述第二超声图像的像素灰度值均值之间的均值差值;

根据所述相关系数、所述灰度差值和/或所述均值差值获得所述差异因子。

5. 如权利要求3所述的血流成像方法,其特征在于,根据所述第一选定区域和所述第二选定区域计算所述差异因子包括:

计算所述第一选定区域与所述第二选定区域的相关系数、所述第一选定区域的像素灰度值与所述第二选定区域的像素灰度值之间的灰度差值和/或所述第一选定区域的像素灰度值均值与所述第二选定区域的像素灰度值均值之间的均值差值;

根据所述相关系数、所述灰度差值和/或所述均值差值获得所述差异因子。

6. 如权利要求3所述的血流成像方法,其特征在于,所述第一选定区域包含所述第一超声图像中与多普勒取样框对应的图像区域;所述第二选定区域包含所述第二超声图像中与多普勒取样框对应的图像区域。

7. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,所述预设条件为所述差异因子大于

或者小于预设的第一阈值。

8. 如权利要求1所述的血流成像方法,其特征在于,调整所述血流成像参数中的至少一个之后还包括:比较调整后的血流成像参数和调整前的血流成像参数,当调整后的血流成像参数与调整前的血流成像参数之间的差异小于预设的所述第二阈值时,放弃调整后的血流成像参数。

9. 如权利要求1至8中任意一项所述的血流成像方法,其特征在于,所述血流成像参数包括:所述超声波的发射方向、多普勒取样框的位置、多普勒取样框的角度、多普勒取样线的位置、多普勒取样门的位置、多普勒取样门的角度、多普勒取样门的宽度和/或多普勒取样门内的血流校准角度。

10. 如权利要求1至8中任意一项所述的血流成像方法,其特征在于,所述第一超声图像包括第一B型图像,所述第二超声图像包括第二B型图像;

或所述第一超声图像包括第一彩色血流图像,所述第二超声图像包括第二彩色血流图像;

或所述第一超声图像包括第一B型图像及第一彩色血流图像,所述第二超声图像包括第二B型图像及第二彩色血流图像。

11. 如权利要求1至8中任意一项所述的血流成像方法,其特征在于,调整所述血流成像参数中的至少一个包括:

获取一段时间内的根据所述血流成像参数向成像目标发射超声波并接收超声回波获得的超声图像;

获取所述超声图像的数据信息;

根据所述数据信息选取目标血流;

根据所述目标血流调整所述血流成像参数中的至少一个。

12. 如权利要求11所述的血流成像方法,其特征在于,所述数据信息包括血流的血流中心线、血流流速、血流半径、血流长度。

13. 一种血流成像方法,其特征在于,包括:

获取在第一时刻处根据血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第一超声图像;

获取在第二时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第二超声图像;

根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;

确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个;

比较调整后的血流成像参数和调整前的血流成像参数;

确认调整后的血流成像参数与调整前的血流成像参数之间的差异满足预设的第二阈值时,根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像。

14. 一种血流成像系统,其特征在于,包括:

超声探头,所述超声探头用于向目标区域发射超声波,并接收所述超声波的回波数据;

信号处理模块,用于接收所述超声波的回波数据以获取超声图像,所述超声图像包括在第一时刻获取的第一超声图像及在第二时刻获取的第二超声图像;

比对模块,用于接收所述第一超声图像与所述第二超声图像,并根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;

调整模块,用于接收所述差异因子,并根据所述差异因子按需调整血流成像参数;

控制模块,用于接收所述血流成像参数并控制所述超声探头的收发模块发送超声波;所述控制模块还用于比较调整后的血流成像参数和调整前的血流成像参数,并在确认调整后的血流成像参数与调整前的血流成像参数之间的差异满足预设的第二阈值时,根据调整后的血流成像参数控制所述超声探头的收发模块发送超声波;

显示模块,用于根据所述信号处理模块生成并显示第一超声图像、第二超声图像。

15.如权利要求14所述的血流成像系统,其特征在于,所述信号处理模块包括B型信号处理单元及多普勒信号处理单元,所述B型信号处理单元用于处理所述超声图像中的B型图像;所述多普勒信号处理单元用于处理所述超声图像中的彩色血流图像。

血流成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗检测领域,尤其涉及一种血流成像方法及系统。

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] 在超声多普勒检查中,探头发送超声波束射向人体目标部位,在波束运动方向上如果检测到人体内血流或组织的运动速度分量,则可以从回波中提取出这部分运动信息,并用图像或频谱的方式显示出来。在这个过程中,超声波束的发射方向与血流或组织运动速度之间的夹角、决定了得到的运动信息与实际血流或组织运动速度之间的关系。为得到更为准确丰富的运动信息,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有超声波束发射方向、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。这些参数的调整在线阵探头的使用中更为普遍。

[0004] 在当前的系统设计中,医生需要根据关注目标的不同而调整手柄鼠标等控件实现对多普勒血流成像参数的调节。例如,将取样框位置移动到目标血流信息显示比较完整的位置,调节超声波束发射角度使得血流信息更加丰富灵敏,移动取样门位置到血流信息丰富的部位,调整取样门宽度、手动调节血流角度校正线使得获得的多普勒频谱信号信噪比更高。对医生来说,每更换一个目标部位即需要重设一遍参数,频繁调整加剧了医生的工作量。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供一种血流成像方法及系统,实现血流成像参数的快捷设置及成像显示,提高血流成像检测的效率。

[0006] 一种血流成像方法,包括以下步骤,

[0007] 根据血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得的一系列超声图像;

[0008] 显示所述一系列超声图像;

[0009] 监测是否接收到启动触发信号,当确认接收到所述启动触发信号时:获取在第一时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第一超声图像;获取在第二时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第二超声图像;

[0010] 根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;

[0011] 确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个;

[0012] 根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像;

[0013] 显示根据调整后的所述血流成像参数获得的超声图像。

[0014] 进一步的,所述启动触发信号每隔预定时间产生、每隔预定帧超声图像产生或者当用户手动调节了所述血流成像参数中的一个或者多个之后产生。

[0015] 进一步的,根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子时,进一步包括以下步骤:

[0016] 在所述第一超声图像中选择第一选定区域;

[0017] 在所述第二超声图像中选择第二选定区域;

[0018] 根据所述第一选定区域和所述第二选定区域计算所述差异因子。

[0019] 进一步的,根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子包括:

[0020] 计算所述第一超声图像与所述第二超声图像的相关系数、所述第一超声图像的像素灰度值与所述第二超声图像的像素灰度值之间的灰度差值和/或所述第一超声图像的像素灰度值均值与所述第二超声图像的像素灰度值均值之间的均值差值;

[0021] 根据所述相关系数、所述灰度差值和/或所述均值差值获得所述差异因子。

[0022] 进一步的,根据所述第一选定区域和所述第二选定区域计算所述差异因子包括:

[0023] 计算所述第一选定区域与所述第二选定区域的相关系数、所述第一选定区域的像素灰度值与所述第二选定区域的像素灰度值之间的灰度差值和/或所述第一选定区域的像素灰度值均值与所述第二选定区域的像素灰度值均值之间的均值差值;

[0024] 根据所述相关系数、所述灰度差值和/或所述均值差值获得所述差异因子。

[0025] 进一步的,所述第一选定区域包含所述第一超声图像中与多普勒取样框对应的图像区域;所述第二选定区域包含所述第二超声图像中与多普勒取样框对应的图像区域。

[0026] 进一步的,所述预设条件为所述差异因子大于或者小于预设的第一阈值。

[0027] 进一步的,调整所述血流成像参数中的至少一个之后还包括:比较调整后的血流成像参数和调整前的血流成像参数,当调整后的血流成像参数与调整前的血流成像参数之间的差异小于预设的第二阈值时,放弃调整后的血流成像参数。

[0028] 进一步的,所述血流成像参数包括:所述超声波的发射方向、多普勒取样框的位置、多普勒取样框的角度、多普勒取样线的位置、多普勒取样门的位置、多普勒取样门的角、多普勒取样门的宽度和/或多普勒取样门内的血流校准角度。

[0029] 进一步的,所述第一超声图像包括第一B型图像,所述第二超声图像包括第二B型图像;

[0030] 或所述第一超声图像包括第一彩色血流图像,所述第二超声图像包括第二彩色血流图像;

[0031] 或所述第一超声图像包括第一B型图像及第一彩色血流图像,所述第二超声图像包括第二B型图像及第二彩色血流图像。

[0032] 进一步的,调整所述血流成像参数中的至少一个包括:

[0033] 获取一段时间内的根据所述血流成像参数向成像目标发射超声波并接收超声回波获得的超声图像;

[0034] 获取所述超声图像的数据信息;

[0035] 根据所述数据信息选取目标血流;

[0036] 根据所述目标血流调整所述血流成像参数中的至少一个。

- [0037] 进一步的,所述数据信息包括血流的血流中心线、血流流速、血流半径、血流长度。
- [0038] 一种血流成像方法,包括:
- [0039] 获取在第一时刻处根据血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第一超声图像;
- [0040] 获取在第二时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第二超声图像;
- [0041] 根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;
- [0042] 确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个;
- [0043] 根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像。
- [0044] 一种血流成像系统,包括:
- [0045] 超声探头,所述超声探头用于向目标区域发射超声波,并接收所述超声波的回波数据;
- [0046] 信号处理模块,用于接收所述超声波的回波数据以获取超声图像,所述超声图像包括在第一时刻获取的第一超声图像及在第二时刻获取的第二超声图像;
- [0047] 比对模块,用于接收所述第一超声图像与所述第二超声图像,并根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;
- [0048] 调整模块,用于接收所述差异因子,并根据所述差异因子调整血流成像参数;
- [0049] 控制模块,用于接收所述血流成像参数并控制所述超声探头的收发模块发送超声波;
- [0050] 显示模块,用于根据所述信号处理模块生成并显示第一超声图像、第二超声图像。
- [0051] 进一步的,所述信号处理模块包括B型信号处理单元及多普勒信号处理单元,所述B型信号处理单元用于处理所述超声图像中的B型图像;所述多普勒信号处理单元用于处理所述超声图像中的超声图像。
- [0052] 本发明通过对获得的超声图像进行分析处理、自动提取出血流运动信息,通过获取并比对差异因子,按需启动血流成型参数的设置,提升设置效率及准确率。

附图说明

- [0053] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。
- [0054] 图1是本发明第一实施例提供的血流成像方法的流程示意图;
- [0055] 图2是本发明的血流成像方法的血流中心线提取示意图;
- [0056] 图3是本发明的血流成像方法于多条血流的目标血流选取目标血流的示意图;
- [0057] 图4至图6是本发明的血流成像方法的取样框位置设置示意图;
- [0058] 图7至图8是本发明的血流成像方法在血流信息较少时的取样框位置设置示意图;
- [0059] 图9至图10是本发明的血流成像方法的血流成像参数调整后的超声图像示意图;

[0060] 图11是本发明第二实施例提供的血流成像方法的流程示意图；

[0061] 图12是本发明提供的一种血流成像系统的构成示意图。

具体实施例

[0062] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0063] 请参阅图1,本发明第一实施例提供一种血流成像方法,包括以下步骤:

[0064] 步骤S101,获取在第一时间处根据血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第一超声图像。

[0065] 在本步骤中,可通过超声探头获取第一超声图像及其数据信息。所述数据信息包括超声图像中的血流中心线、血流流速、血流半径、血流长度等信息。所述血流成像参数包括:所述超声波的发射方向、多普勒取样框的位置、多普勒取样框的角度、多普勒取样线的位置、多普勒取样门的位置、多普勒取样门的角度、多普勒取样门的宽度和/或多普勒取样门内的血流校准角度。在本步骤中可采用多种已知的图像分割方法实现超声图像的血流中心线的获取。如图2所示,可先获取超声图像的轮廓,图2中黑色区域为超声图像,白色直线为拟合获取的血流中心线,白色方块为获取的血流中心点。在本实施例中,采用与血流直径相关的步长从血流一侧边界搜寻到血流另一侧边界(图2中为从左到右),逐点找到当前步长位置处的血流圆心,再利用获得的血流圆心数据进行血流中心线拟合处理。可以理解的是,血流边界的检测获取方法可采用活动轮廓(snake)模型、梯度矢量长(GVF)能量模型、拓扑自适应活动轮廓(T-snake)模型等方式获取。

[0066] 为减少血流数据受血流形状的影响,也可采用各类提高血流中心线获取准确率的方法。如,使用超声图像的中间段数据进行血流中心线的提取,或者对血流中心线的拟合采用一次曲线进行处理,通过以上处理可提高对常用的外周血管、颈动脉等长直血流数据的血流中心线提取能力。可以理解的是,所述血流中心线拟合提前方法可按需采用适用的现有技术,在此不再赘述。

[0067] 在本步骤中,所述第一超声图像可为B型图像及/或彩色血流图像。在本实施例中,所述特定区域可以取样框中心点为中心选取一定范围内的图像,或采用其他使用规则进行选取。

[0068] 在本步骤中,当所述第一超声图像包括B型图像与彩色血流图像时,所述B型图像与彩色血流图像对应的区域可为不同大小。

[0069] 步骤S102,获取在第二时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第二超声图像。与步骤S101类似,本步骤中,通过超声探头获取第二时刻的第二超声图像及相应的图像。所述第二超声图像可为B型图像及/或彩色血流图像。

[0070] 本发明提供的血流成像方法中先后获取超声图像的第一超声图像与第二超声图像,获取所述第一超声图像与获取第二超声图像之间的时间间隔可按需自行设置。

[0071] 步骤S103,根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子。在本步骤中,可通过比对模块对差异

因子进行计算:首先,计算所述第一超声图像与所述第二超声图像的相关系数、所述第一超声图像的像素灰度值与所述第二超声图像的像素灰度值之间的灰度差值和/或所述第一超声图像的像素灰度值均值与所述第二超声图像的像素灰度值均值之间的均值差值。而后,根据所述相关系数、所述灰度差值和/或所述均值差值获得所述差异因子。所述相关系数可包括但不限于血流成像参数。

[0072] 在本步骤中,进一步包括以下步骤:

[0073] 步骤S1031,在所述第一超声图像中选择第一选定区域;所述第一选定区域包含所述第一超声图像中与多普勒取样框对应的图像区域。

[0074] 步骤S1032,在所述第二超声图像中选择第二选定区域;所述第二选定区域包含所述第二超声图像中与多普勒取样框对应的图像区域。

[0075] 步骤S1033,根据所述第一选定区域和所述第二选定区域计算所述差异因子。在本步骤S1033中,首先,计算所述第一选定区域与所述第二选定区域的相关系数、所述第一选定区域的像素灰度值与所述第二选定区域的像素灰度值之间的灰度差值和/或所述第一选定区域的像素灰度值均值与所述第二选定区域的像素灰度值均值之间的均值差值;而后,根据所述相关系数、所述灰度差值和/或所述均值差值获得所述差异因子。

[0076] 步骤S104,确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个。在本步骤中,设置调整模块,对血流成像参数进行调整。具体的,所述预设条件为所述差异因子大于或者小于预设的第一阈值。可以理解的是,本步骤中可根据需要采用现有技术中任意适用的预设条件,如可设置特定触发条件,当使用者调节血流成像参数后立刻确认触发所述预设条件。

[0077] 进一步的,步骤S104可包括以下步骤:

[0078] 步骤S1041,获取一段时间内的根据所述血流成像参数向成像目标发射超声波并接收超声回波获得的超声图像;在本步骤中,可通过超声探头向目标区域发送超声脉冲并接收超声脉冲的回波信息,并生成所述回波信息相对应的超声图像。

[0079] 步骤S1042,获取所述超声图像的数据信息;所述数据信息可包括但不限于血流中心线、流速、血流半径、长度等数据。

[0080] 步骤S1043,根据所述数据信息选取目标血流;在本步骤中,于所述超声图像中的多条血流中选取目标血流,获取目标血流的目标点、目标点的血流运动方向及目标点的血流半径。

[0081] 在本步骤中,当所述超声图像中存在多条血流时,可通过血流中心线、流速、血流半径、长度于多条血流中选择当前超声图像中的目标血流,并取所述目标血流的中心点为目标点。目标血流的选取决策可采用现有技术中的任意适用算法。在本实施例中,如图3所示为多条血流的目标血流选取决策示意图。图中显示为多条血流情况下优化前获得的血流情况。通过血流的流速、血流半径、长度获取目标血流及目标血流的目标点,并在图像中以中心线及正方形中心点的形式表示。

[0082] 在本步骤中,在于所述超声图像中的多条血流中选取确认一条目标血流时,可设置若干归一化参数指标A、B、C、……、N,并分别设置每个归一化参数指标对应的权重系数分别为a_coef、b_coef、c_coef、……、n_coef。则,血流重要性K判断公式为:

[0083] $K = A * a_coef + B * b_coef + C * c_coef + \dots + N * n_coef$

[0084] 对多条血流分别计算,获取各个血流的K值,以K值最高的血流为目标血流。

[0085] 具体的,假设当前使用的参数有两个,分别为流速A、长度B,分别对应的权重系数为 $a_coef=0.4$ 和 $b_coef=0.6$ 。在取样框内找到两根血流1和2,分别有系数 a_1, a_2 (流速)和 b_1, b_2 (长度)。对流速和长度进行归一化可得

[0086] $a_1_nor=a_1/\max(a_1, a_2)$

[0087] $a_2_nor=a_2/\max(a_1, a_2)$

[0088] $b_1_nor=b_1/\max(b_1, b_2)$

[0089] $b_2_nor=b_2/\max(b_1, b_2)$

[0090] 则,计算得到的重要性分别为

[0091] $K_1=a_1_nor*a_coef+b_1_nor*b_coef$

[0092] $K_2=a_2_nor*a_coef+b_2_nor*b_coef$

[0093] 由此,如果 $K_1>K_2$,则目标血流为血流1;反之,目标血流为血流2。

[0094] 步骤S1044,根据所述目标血流调整所述血流成像参数中的至少一个。如图9及图10所示,在本步骤中,可根据所述取样框中心、取样门中心、取样门内血流角度、取样门宽度等血流成像参数控制所述超声探头的扫描范围及扫描角度进行调整,并可进一步重新加以显示。

[0095] 例如,当目标血流位置处于超声图像左侧或右侧的角度盲区时,可通过设置取样框,调整选择目标血流适当的角度与位置。

[0096] 如图4所示,在超声图像左侧出现目标血流,其中A为目标点的位置,B为目标点的角度。假设以A的位置为优化后的取样框中心点位置,在该位置上从垂直发射到逐级增大取样框角度至角度B。随着角度的增加,取样框中心偏离初始位置A越来越多,表现为优化前显示的血流数据随着角度的增大越来越少。在最佳位置与最佳角度二者不可兼得的情况下,可采用角度优先或位置优先的原则对取样框的角度及位置进行调整优化。在角度优先的情况下,优化效果如6所示;在位置优先的情况下,优化效果如5所示。

[0097] 进一步的,在本步骤中,当采用角度优先时,当经过角度优先调整后血流取样框无法再覆盖原目标血流时,提示使用者移动超声探头将目标血流移动至超声图像中央进行显示。通过设置提示,从而避免数据优化后出现目标血流移出血流取样框的情况。可以理解的是,目标血流的角度与位置的调整优化可采用适用的现有技术实现,在此不再赘述。

[0098] 进一步的,当超声图像内的血流信息很少时,可在无法判断血流运动方向情况下实现目标点选择。如图7及图8所示,当当前取样框内血流信息很少时的目标血流决策示意图。如图7所示为超声图像中目标区域内获得的血流信息,可知该数据信息量太少以至于无法判断血流方向。如图8所示,可在不改变超声波发射方向的腔体下移动取样框中心。此情况多见于当取样框内仅显示了血流的极少部分、无法判断血流运动方向的情况。

[0099] 在本步骤中,还可根据所述目标血流的目标点、目标点的血流运动方向调整超声探头的取样框中心点及取样框角度,并获取调整后的目标血流的目标点的彩色血流图像或多普勒图像。比较调整前后的彩色血流图像或多普勒图像的充盈度,并选取较高充盈度对应的取样框中心点及取样框角度为最终取样框。

[0100] 在本步骤中,可根据取样框设置情况获取相对应的血流成像参数。具体的,可将目标点位置作为取样框中心、取样门中心,根据目标点位置上的目标血流的流动方向取超声

探头的超声波束发射方向与多普勒取样门内血流角度,根据目标点上的目标血流的血流半径取取样门宽度。例如,当目标血流半径为 R ,取样门宽度系数 $R_coef=0.6$,那么取样门宽度为 $R*R_coef$ 。如图7所示为调整优化前的血流取样框、取样线的效果示意图。如图8所示为调整优化后的血流取样框及取样线参数同时优化的效果示意图。

[0101] 步骤S105,比较调整后的血流成像参数和调整前的血流成像参数,当调整后的血流成像参数与调整前的血流成像参数之间的差异小于预设的第二阈值时,放弃调整后的血流成像参数。可以理解的是,步骤S105也可省略,即执行步骤S104后直接进入步骤S106。

[0102] 步骤S106,根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像。

[0103] 请参见图11,本发明的第二实施例提供一种血流成像方法,包括以下步骤:

[0104] 步骤S201,根据血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得的一系列超声图像;在本步骤中,通过超声探头向目标区域发送超声脉冲并接收超声脉冲的回波信息,并生成所述回波信息相对应的超声图像。在本步骤中,通过超声探头获取一段时间内的超声图像,并进一步获取并保留该时间段内的血流速度极值点。可以理解的是,所述一段时间的时间长短可根据需要自行设置,即在本步骤中可取任意时长的预设时间内的超声图像。进一步的,在本步骤中,可获取该时间段内的血流速度极值点,从而提升血流获取困难部位的分析准确率。可以理解的是,在生成超声图像时,可进行放大、数模转换、波束合成等数据处理,其实现过程为现有技术,在此不再赘述。进一步的,在本步骤中,所述超声图像可为经过信号处理形成的B型图像、多普勒图像、彩色血流图像或以上各种图像的合并显示图像。

[0105] 步骤S202,超声图像预处理。在本步骤中,对一段时间内获取的超声图像进行图像预处理,从而便于图像的识别及使用。

[0106] 在本实施例中,本步骤中的图像预处理可采用多种方式进行,如可实现对因脉冲重复频率(radar pulse repetition frequency,PRF)不足造成的血流颜色反转进行简单校正处理,提高分析的准确率;还可通过对阈值的设置实现多条血流的区分。具体的,在实际进行检测的血管中,血流速度从血管壁到血管中央是从低速到高速的一个变化过程,血流相对超声探头运动方向不同(流向超声探头和远离超声探头)在实际图像中用偏红和偏蓝两类颜色表示。如果脉冲重复频率不足,血管中高速的血流数据将发生颜色反转,从偏红变为偏蓝或者从偏蓝变为偏红。通过颜色反转校正功能,对于颜色突变超过阈值的部分进行校正,可以将这部分发生反转的颜色校正回正确的方向。对于多根同向血流数据而言,在某些数据过于充盈的帧内,将发生多根血流数据连在一起无法区分的问题。通过设置较高的阈值数据,将阈值较低的血流数据删除,保留流速较大的数据,可以有效区分多根同向血流。可以理解的是,此步骤可按需实施或取消。可以理解的是,步骤S202可省略。

[0107] 步骤S203,显示所述一系列超声图像;

[0108] 步骤S204,监测是否接收到启动触发信号,当确认接收到所述启动触发信号时:获取在第一时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第一超声图像;获取在第二时刻处根据所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波获得的第二超声图像;

[0109] 所述启动触发信号每隔预定时间产生、每隔预定帧超声图像产生或者当用户手动调节了所述血流成像参数中的一个或者多个之后产生。如可采用时间计数器或帧数计数器

实现,从而在每隔一段时间或获取一定帧数后即执行获取所述特定区域的超声图像的操作。可以理解的是,步骤S204的具体实现过程可与第一实施例中的S101、S102相同。

[0110] 步骤S205,根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子;可以理解的是,本步骤的具体实现过程可与第一实施例中的S103相同。

[0111] 步骤S206,确认所述差异因子满足预设条件时,调整所述血流成像参数中的至少一个;可以理解的是,本步骤的具体实现过程可与第一实施例中的S104相同。

[0112] 步骤S207,根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波,获得超声图像;

[0113] 步骤S208,显示根据调整后的所述血流成像参数获得的超声图像。

[0114] 如图12所示,本发明还提供一种血流成像系统,包括:

[0115] 超声探头11,所述超声探头11用于向目标区域发射超声波,并接收所述超声波的回波数据。

[0116] 信号处理模块13,用于接收所述超声波的回波数据以获取超声图像;所述超声图像包括在第一时刻获取的第一超声图像及在第二时刻获取的第二超声图像;所述信号处理模块13包括B型信号处理单元131及多普勒信号处理单元133,所述B型信号处理单元131用于处理所述超声图像中的B型图像;所述多普勒信号处理单元133用于处理所述超声图像中的超声图像。

[0117] 比对模块15,用于接收所述第一超声图像与所述第二超声图像,并根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子。

[0118] 调整模块17,用于接收所述差异因子,并根据所述差异因子调整血流成像参数;所述血流成像参数包括取样框中心、取样门中心、取样门内血流角度、取样门宽度。

[0119] 控制模块18,用于接收所述血流成像参数并控制所述超声探头11的收发模块发射超声波。当通过控制模块18对超声探头11进行控制时,可采用调整超声探头的扫描范围、扫描角度、扫描功率等参数,从而便于获取相应的超声图像。

[0120] 显示模块19,用于根据所述信号处理模块13生成并显示第一超声图像、第二超声图像。

[0121] 本发明的血流成像方法及系统通过对获得的超声图像进行分析处理、提取出血流运动信息,从而实现对血流成像参数的优化调整。本发明的血流成像方法的优化调整方便快捷,实现血流取样框角度和位置,取样线角度、位置、采样容积宽度及血流校正角度等参数的快速优化,可按需开启实施以实现最优化显示。且本发明的血流成像方法及系统通过获取并比对差异因子,按需启动血流成型参数的设置,提升设置效率及准确率。

[0122] 以上所揭露的仅为本发明一种较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例的全部或部分流程,并依本发明权利要求所作的等同变化,仍属于发明所涵盖的范围。

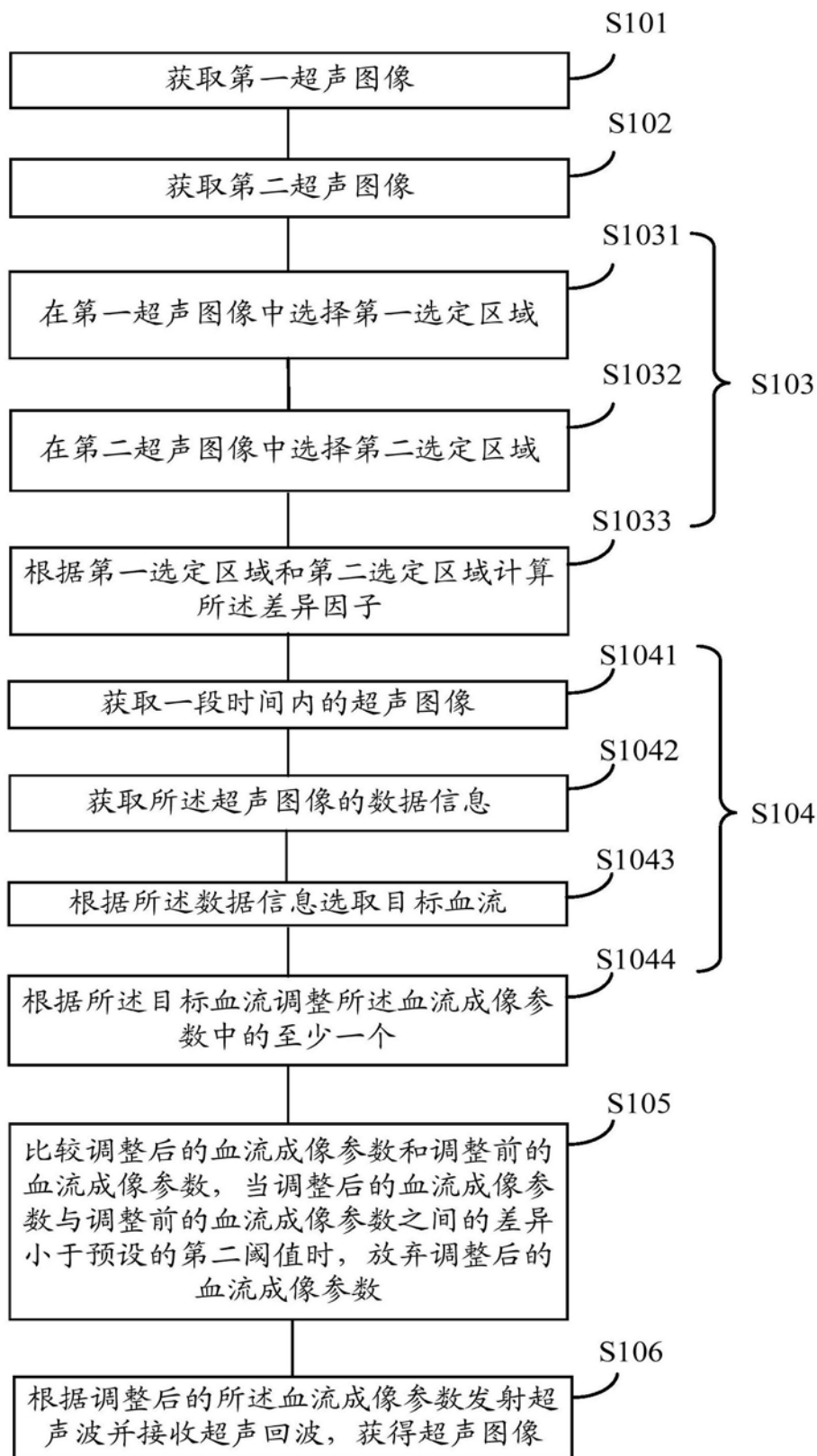


图1



图2



图3



图4

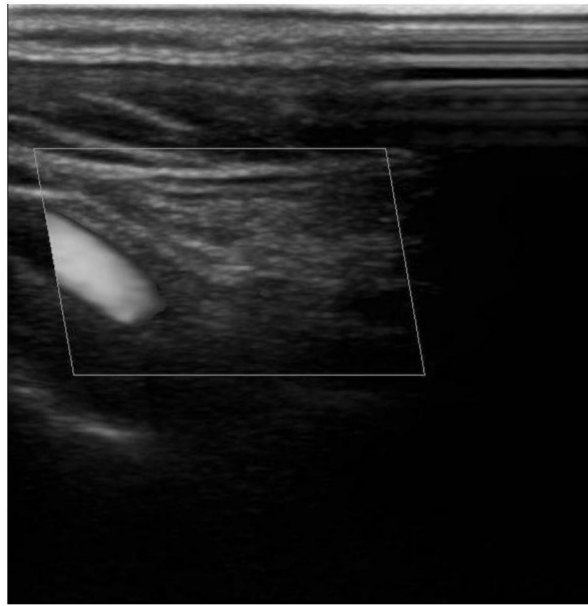


图5

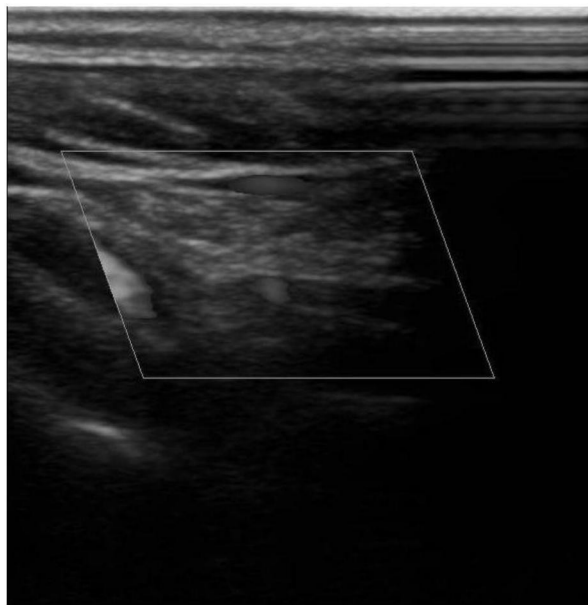


图6

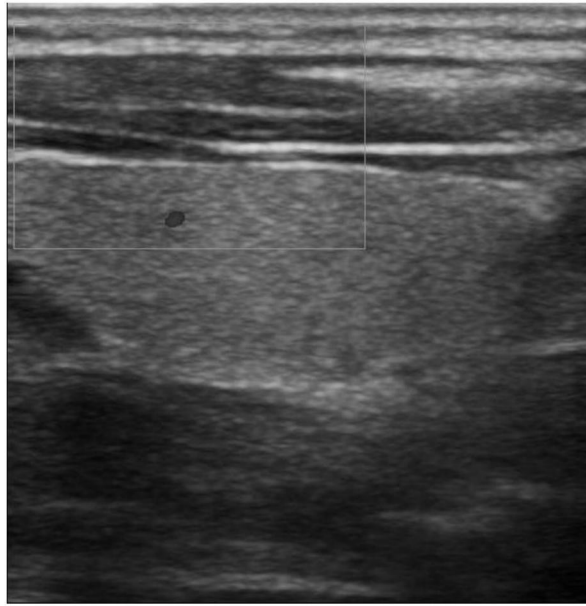


图7

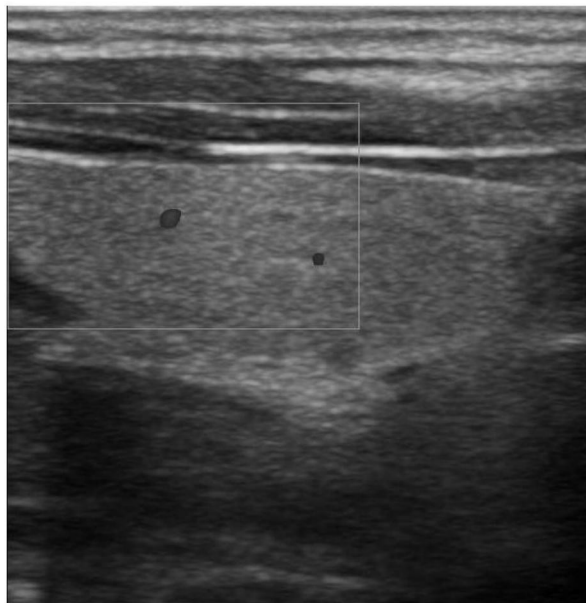


图8

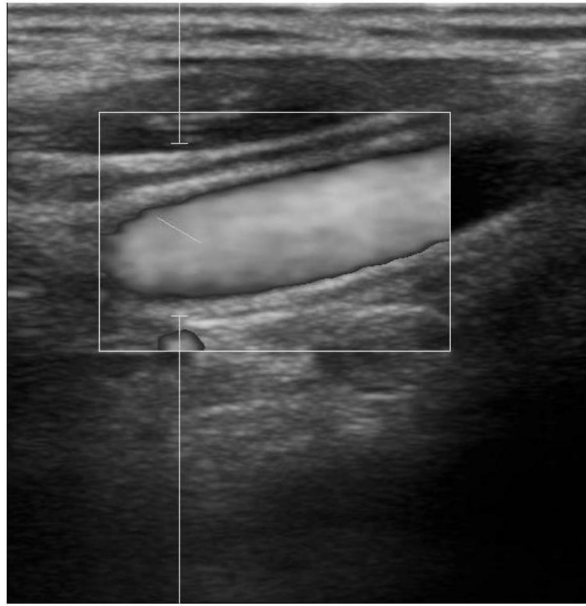


图9

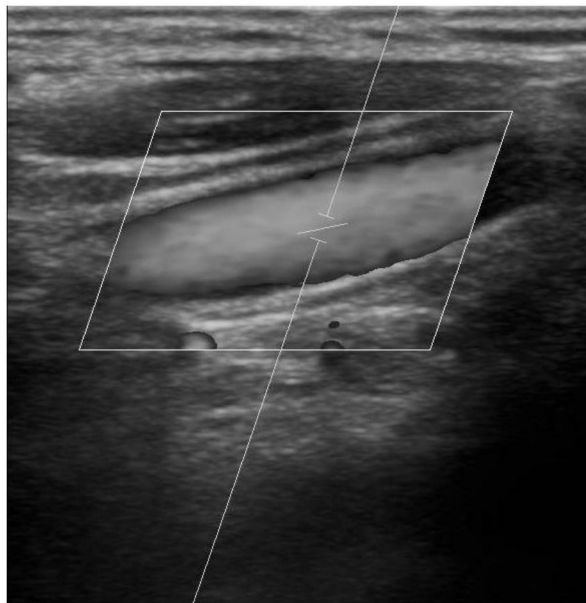


图10

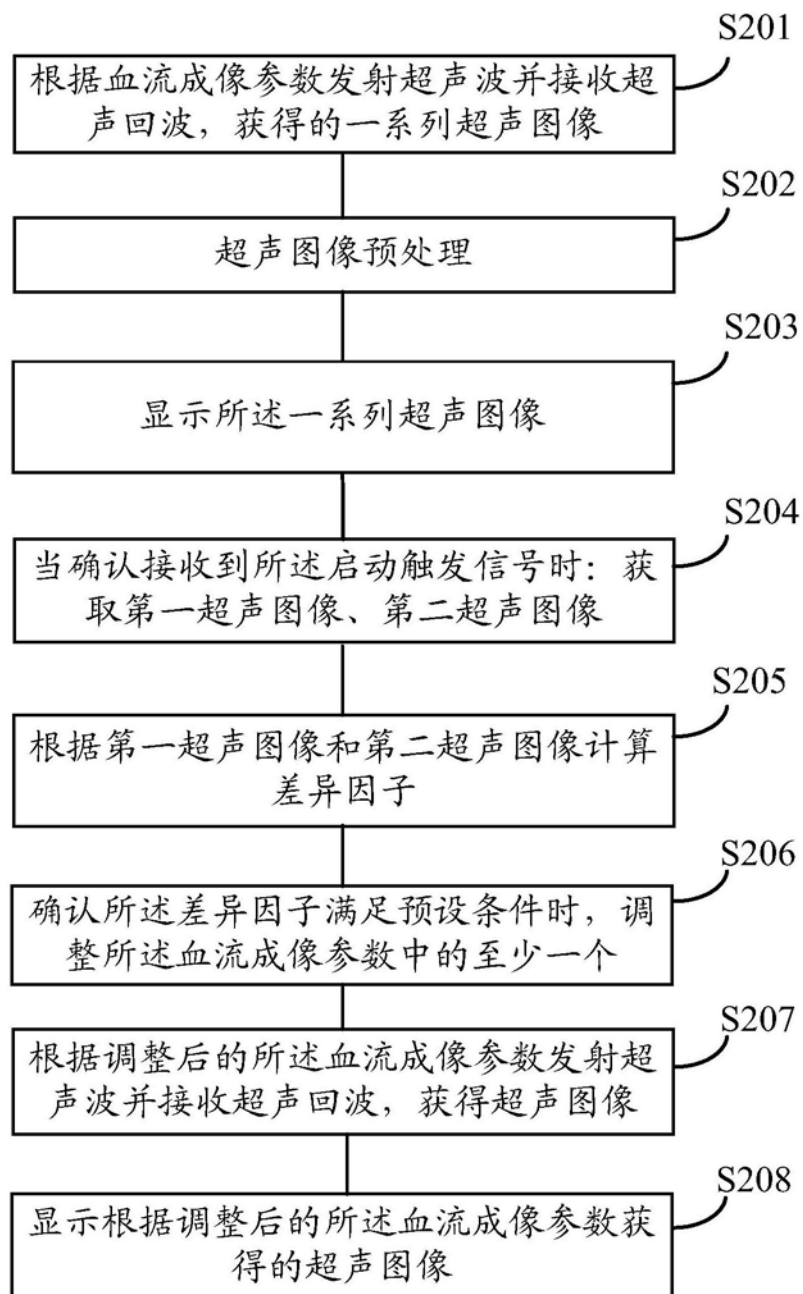


图11

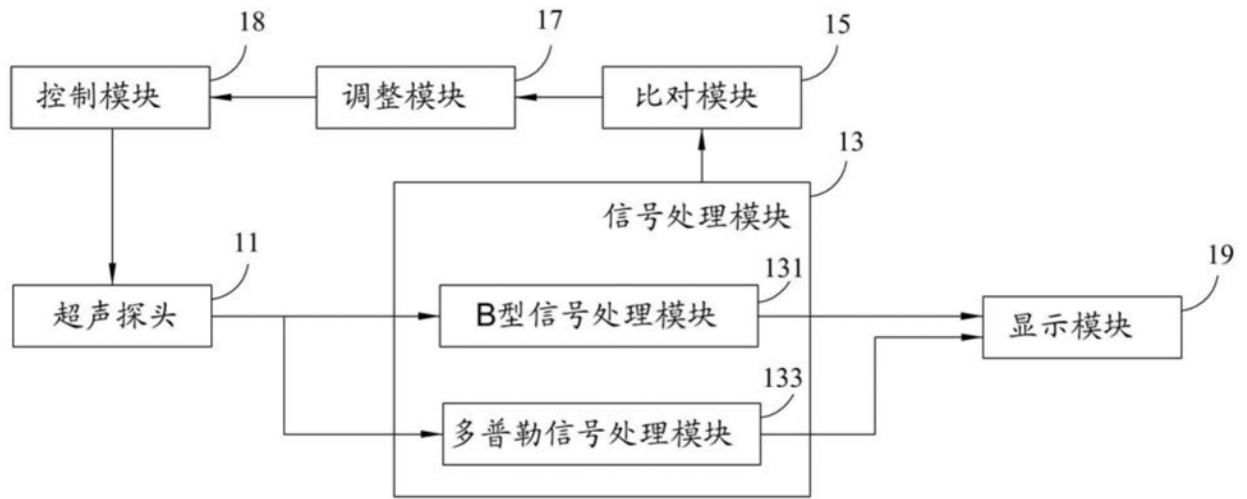


图12

专利名称(译)	血流成像方法及系统		
公开(公告)号	CN106028947B	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201580009018.0	申请日	2015-05-07
[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	沈莹莹 李雷 詹姆士·帕特里克斯罗尔		
发明人	沈莹莹 李雷 詹姆士·帕特里克斯罗尔		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/52 A61B8/00		
代理人(译)	熊永强		
其他公开文献	CN106028947A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种血流成像方法，包括以下步骤，获取第一超声图像(S101)；获第二超声图像(S102)；根据所述第一超声图像和所述第二超声图像计算用于表示所述第一超声图像与所述第二超声图像之间的差异的差异因子(S103)；确认所述差异因子满足预设条件时，调整所述血流成像参数中的至少一个(S104)；根据调整后的所述血流成像参数发射超声波并接收超声回波，获得超声图像(S106)。本发明的血流成像方法及系统通过对获得的超声图像进行分析处理、提取出血流运动信息，从而实现对血流成像参数的优化调整，调整过程方便快捷，可实现参数的快速优化。

