



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104127207 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201410413077. 1

(22) 申请日 2014. 08. 21

(71) 申请人 飞依诺科技(苏州)有限公司
地址 215123 江苏省苏州市工业园区星湖街
218 号生物纳米园 C8 楼 501 单元

(72) 发明人 李彦 凌涛 郭建军 陈惠人

(74) 专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235
代理人 杨林洁

(51) Int. Cl.
A61B 8/06(2006. 01)

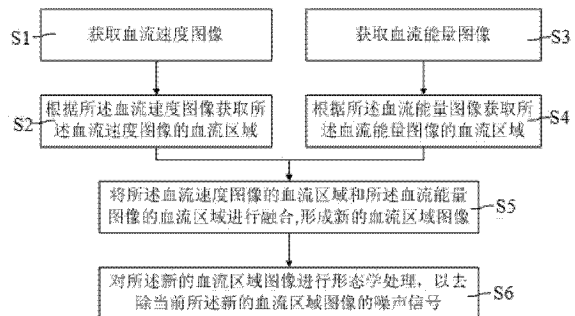
权利要求书3页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统,所述方法包括:获取血流速度图像;根据血流速度图像获取血流速度图像的血流区域;获取血流能量图像;根据血流能量图像获取血流能量图像的血流区域;将血流速度图像的血流区域和血流能量图像的血流区域进行融合,形成新的血流区域图像。与现有技术相比,本发明的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统,该方法及系统是基于超声多普勒的血流能量图像和血流速度图像的空间特征的后处理方法,能够对血流信号和组织信号进行有效区分,从而使反射回波较弱,能量很低的小血流信号得以保留,改善了超声系统彩色血流的灵敏度,进一步的提高小血流信号检测的灵敏度。



1. 一种基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

获取血流速度图像;根据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域;

获取血流能量图像;根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域;

将所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域进行融合,形成新的血流区域图像。

2. 根据权利要求1所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,其特征在于,所述方法还包括以下步骤:

对所述新的血流区域图像进行形态学处理,以去除当前所述新的血流区域图像的噪声信号后,形成新的血流图像。

3. 根据权利要求1所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,其特征在于,所述“获取血流速度图像”具体包括以下步骤:

M1、获取超声图像中每个采样点的射频回波信号;

M2、对所述射频回波信号进行正交解调,并经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q;

M3、滤除正交分量 I 和同相分量 Q 中的杂波信号,以获取所述超声图像中每个采样点的血流多普勒信号;

M4、根据所述血流多普勒信号,获取每个采样点的血流速度估计值,并将所述血流速度估计值进行拼接,形成所述血流速度图像。

4. 根据权利要求3所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,其特征在于,所述“据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域”具体包括以下步骤:

判断所述血流速度图像中,每个采样点的血流速度估计值是否为零值,

若是,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的背景区域;

若否,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域。

5. 根据权利要求4所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,其特征在于,所述“若否,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域”后,所述方法还包括以下步骤:

N1、将所述血流速度图像划分为 K 个 ROI 区域;

N2、计算各个 ROI 区域内所有采样点的方差 S_{roi_k} ;

N3、计算所述 K 个 ROI 区域内所求取的方差 S_{roi_k} 的方差均值 m_{roi_k} ;

N4、判断所述方差 S_{roi_k} 是否大于第一系统阈值,

若是,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的噪声区域;

若否,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的血流区域;

所述第一系统阈值为方差均值 m_{roi_k} 的 ξ_1 倍,所述 ξ_1 为大于 0 的自然数。

6. 根据权利要求1所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,其特征在于,所述“获取超声血流能量图像”具体包括以下步骤:

获取超声图像中每个采样点的回波能量值；

将上述获取的每个采样点的回波能量值进行拼接，形成所述血流能量图像。

7. 根据权利要求 6 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法，其特征在于，所述“根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域”具体包括以下步骤：

判断所述血流能量图像中，每个采样点的回波能量值是否大于第二系统预设阈值，若是，确定当前采样点所在区域为所述能量图像的血流区域。

8. 一种基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统，其特征在于，

所述系统包括：血流速度图像生成模块，用于获取血流速度图像；

第一血流区域生成模块，用于根据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域；

血流能量图像生成模块，用于获取血流能量图像；

第二血流区域生成模块，用于根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域；

血流区域集合模块，用于将所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域进行融合，形成新的血流区域图像。

9. 根据权利要求 8 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统，其特征在于，

所述系统还包括：形态处理模块，用于对所述新的血流区域图像进行形态学处理，以去除当前所述新的血流区域图像的噪声信号后，形成新的血流图像。

10. 根据权利要求 8 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统，其特征在于，

所述血流速度图像生成模块具体用于，获取超声图像中每个采样点的射频回波信号；

对所述射频回波信号进行正交解调，并经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q；

滤除正交分量 I 和同相分量 Q 中的杂波信号，以获取所述超声图像中每个采样点的血流多普勒信号；

根据所述血流多普勒信号，获取每个采样点的血流速度估计值，并将所述血流速度估计值进行拼接，形成所述血流速度图像。

11. 根据权利要求 10 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统，其特征在于，

所述第一血流区域生成模块具体用于，判断所述血流速度图像中，每个采样点的血流速度估计值是否为零值；

若是，确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的背景区域；

若否，确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域。

12. 根据权利要求 11 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统，其特征在于，

所述第一血流区域生成模块还用于，将所述血流速度图像划分为 K 个 ROI 区域；

计算各个 ROI 区域内所有采样点的方差 S_{roi_k} ；

计算所 K 个 ROI 区域内所求取的方差 S_{roi_k} 的方差均值 m_{roi_k} ；

判断所述 S_{roi_k} 是否大于第一系统阈值，

若是，确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的噪声区域；

若否,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的血流区域;

所述第一系统阈值为方差均值 m_{roi} 的 ξ_1 倍,所述 ξ_1 为大于 0 的自然数。

13. 根据权利要求 8 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统,其特征在于,所述血流能量图像生成模块具体用于,获取超声图像中每个采样点的回波能量值;将上述获取的每个采样点的回波能量值进行拼接,形成所述血流能量图像。

14. 根据权利要求 13 所述的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统,其特征在于,

所述第二血流区域生成模块具体用于,判断所述血流能量图像中,每个采样点的回波能量值是否大于第二系统预设阈值,若是,确定当前采样点所在区域为所述能量图像的血流区域。

基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统,主要应用于超声彩色多普勒成像技术领域。

背景技术

[0002] 超声波检查是利用人体对超声波的反射进行观察;通过超声探头向人体发射一组超声波,按一定的方向进行扫描;根据监测其回声的延迟时间、强弱就可以判断脏器的距离及性质,之后经过电子电路和计算机的处理,就形成了该部位的B超图像;超声检查的价格比CT与MRI低廉,又具有无创伤和实时获得人体内组织图像特点,已经成为医生诊断的主要辅助手段,在临床上有着非常广泛的应用。

[0003] 彩色多普勒超声(即彩超)一般是用自相关技术进行多普勒信号处理,把自相关技术获得的血流信号经彩色编码后实时地叠加在二维图像上,即形成彩色多普勒超声血流图像。其主要优点是:能快速直观显示血流的二维平面分布状态;可显示血流的运行方向;有利于辨别动脉和静脉;有利于识别血管病变和非血管病变;有利于了解血流的性质;能方便了解血流的时相和速度;能可靠地发现分流和返流;能对血流束的起源、宽度、长度、面积进行定量分析。由此可见,彩超既具有二维超声结构图像的优点,又同时提供了血流动力学的丰富信息,实际应用受到了广泛的重视和欢迎,在临床上被誉为“非创伤性血管造影”。

[0004] 由于细小血管中的血流较少,红细胞也相应较少,其背向散射的回波信号十分微弱;再加上信号在组织中的衰减以及信号处理精度等的影响,经常使得彩色超声中的细小血流最终不能显示出来,从而被误以为没有血流;这种问题通常被称为血流灵敏度差。血流灵敏度问题在肾脏血流上表现得尤为突出;肾脏血流的结构十分复杂,其末端的血流(医学上称为第四级血流)往往无法显示或显示不全,使用户有可能认为末梢没有血流,但事实上,这只是因为超声成像系统血流灵敏度差造成无法再现血管本身的形态。

[0005] 相应的,血流灵敏度已经成为衡量机器档次的参考标准之一,一般的,可以通过更改和完善超声发射和接收、波束合成及信号处理环节来达到提高灵敏度的目的,但这些方法使灵敏度得到改善的同时,对硬件的要求也相应增加,从而增加了机器的硬件成本。

[0006] 相应的,超声成像系统中血流和组织的判定,主要是通过设定回波幅度阈值来实现的;其基本思想是设定噪声和组织两个阈值,当多普勒能量大于噪声阈值,小于组织阈值时,且速度大小满足一定条件时判定为血流回波;这是一种简单而粗糙的区分方法对所有的部位都采取“一刀切”式的判别很容易出现错误的结果,不是很合理。

[0007] 因此,实现高效显著的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统仍然很有挑战。

发明内容

[0008] 为了解决上述问题,本发明的目的在于提供一种基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统,该方法及系统是基于超声多普勒的血流能量图像和血流速度图像的空

间特征的后处理方法,能够对血流信号和组织信号进行有效区分,从而提高小血流信号检测的灵敏度。

[0009] 相应的,本发明一实施方式的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,所述方法包括以下步骤:获取血流速度图像;根据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域;

获取血流能量图像;根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域;

将所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域进行融合,形成新的血流区域图像。

[0010] 作为本发明的进一步改进,所述方法还包括以下步骤:对所述新的血流区域图像进行形态学处理,以去除当前所述新的血流区域图像的噪声信号后,形成新的血流图像。

[0011] 作为本发明的进一步改进,所述“获取血流速度图像”具体包括以下步骤:

M1、获取超声图像中每个采样点的射频回波信号;

M2、对所述射频回波信号进行正交解调,并经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q;

M3、滤除正交分量 I 和同相分量 Q 中的杂波信号,以获取所述超声图像中每个采样点的血流多普勒信号;

M4、根据所述血流多普勒信号,获取每个采样点的血流速度估计值,并将所述血流速度估计值进行拼接,形成所述血流速度图像。

[0012] 作为本发明的进一步改进,所述“据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域”具体包括以下步骤:

判断所述血流速度图像中,每个采样点的血流速度估计值是否为零值;

若是,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的背景区域;

若否,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域。

[0013] 作为本发明的进一步改进,所述“若否,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域”后,所述方法还包括以下步骤:

N1、将所述血流速度图像划分为 K 个 ROI 区域;

N2、计算各个 ROI 区域内所有采样点的方差 S_{roi_k} ;

N3、计算所述 K 个 ROI 区域内所求取的方差 S_{roi_k} 的方差均值 m_{roi_k} ;

N4、判断所述方差 S_{roi_k} 是否大于第一系统阈值,

若是,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的噪声区域;

若否,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的血流区域;

所述第一系统阈值为方差均值 m_{roi_k} 的 ξ_1 倍,所述 ξ_1 为大于 0 的自然数。

[0014] 作为本发明的进一步改进,所述“获取超声血流能量图像”具体包括以下步骤:

获取超声图像中每个采样点的回波能量值;

将上述获取的每个采样点的回波能量值进行拼接,形成所述血流能量图像。

[0015] 作为本发明的进一步改进,所述“根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域”具体包括以下步骤:

判断所述血流能量图像中,每个采样点的回波能量值是否大于第二系统预设阈值,若

是,确定当前采样点所在区域为所述能量图像的血流区域。

[0016] 相应地,本发明一实施方式的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的系统,所述系统包括:血流速度图像生成模块,用于获取血流速度图像;

第一血流区域生成模块,用于根据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域;

血流能量图像生成模块,用于获取血流能量图像;

第二血流区域生成模块,用于根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域;

血流区域集合模块,用于将所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域进行融合,形成新的血流区域图像。

[0017] 作为本发明的进一步改进,所述系统还包括:形态处理模块,用于对所述新的血流区域图像进行形态学处理,以去除当前所述新的血流区域图像的噪声信号后,形成新的血流图像。

[0018] 作为本发明的进一步改进,所述血流速度图像生成模块具体用于,获取超声图像中每个采样点的射频回波信号;

对所述射频回波信号进行正交解调,并经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q;

滤除正交分量 I 和同相分量 Q 中的杂波信号,以获取所述超声图像中每个采样点的血流多普勒信号;

根据所述血流多普勒信号,获取每个采样点的血流速度估计值,并将所述血流速度估计值进行拼接,形成所述血流速度图像。

[0019] 作为本发明的进一步改进,所述第一血流区域生成模块具体用于,判断所述血流速度图像中,每个采样点的血流速度估计值是否为零值;

若是,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的背景区域;

若否,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域。

[0020] 作为本发明的进一步改进,所述第一血流区域生成模块还用于,将所述血流速度图像划分为 K 个 ROI 区域;

计算各个 ROI 区域内所有采样点的方差 S_{roi_k} ;

计算所 K 个 ROI 区域内所求取的方差 S_{roi_k} 的方差均值 m_{roi_k} ;

判断所述 S_{roi_k} 是否大于第一系统阈值,

若是,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的噪声区域;

若否,确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的血流区域;

所述第一系统阈值为方差均值 m_{roi_k} 的 ξ_1 倍,所述 ξ_1 为大于 0 的自然数。

[0021] 作为本发明的进一步改进,所述血流能量图像生成模块具体用于,获取超声图像中每个采样点的回波能量值;将上述获取的每个采样点的回波能量值进行拼接,形成所述血流能量图像。

[0022] 作为本发明的进一步改进,所述第二血流区域生成模块具体用于,判断所述血流能量图像中,每个采样点的回波能量值是否大于第二系统预设阈值,若是,确定当前采样点所在区域为所述能量图像的血流区域。

[0023] 与现有技术相比,本发明的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统,该方法及系统是基于超声多普勒的血流能量图像和血流速度图像的空间特征的后处理方法,能够对血流信号和组织信号进行有效区分,从而使反射回波较弱,能量很低的小血流信号得以保留,改善了超声系统彩色血流的灵敏度,进一步的提高小血流信号检测的灵敏度。

附图说明

[0024] 图 1 是本发明一实施方式中基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法的流程图;

图 2 是本发明一实施方式中获取血流速度图像的流程图;

图 3 是本发明一实施方式中获取血流速度图像的血流区域的流程图;

图 4 是本发明一实施方式中基于超声成像检测小血流信号灵敏度系统的结构示意图。

具体实施方式

[0025] 以下将结合附图所示的各实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0026] 如图 1 所示,在本发明一实施方式中基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,所述方法包括以下步骤:

S1、获取血流速度图像。

[0027] 具体的,结合图 2 所示,获取血流速度图像具体包括以下步骤:

M1、获取超声图像中每个采样点的射频回波信号。

[0028] 具体的,本实施方式中,所述射频回波信号为 RF 信号。

[0029] M2、对所述射频回波信号进行正交解调,并经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q。

[0030] 一般的,对应每个采样点多次获取的射频回波信号进行正交解调,为了使最终获取的结果更加准确,一般将 8 至 16 次获取的所述射频回波信号进行正交解调,之后经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q。

[0031] 相应的,对每个采样点多次获取的射频回波信号进行正交解调。

[0032] 需要说明的是,这里的正交分量 I 和同相分量 Q 并不是单一位置上的血流信号,而是沿深度扫查方向不同位置的血流信号,称之为快时方向;另外,将相同采样深度、不同时刻形成的信号称为慢时信号;因此,正交分量 I 和同相分量 Q 可以离散表示为 $I(n, m)$ 和 $Q(n, m)$, n 为深度方向的采样点数, m 为同一位置的采样次数,即慢时信号的长度。

[0033] M3、滤除正交分量 I 和同相分量 Q 中的的杂波信号,以获取所述超声图像中每个采样点的血流多普勒信号。

[0034] 相应的,为了使最终获取的结果更加准确,还需要去除各深度的慢时信号中噪声信号。具体的,对各深度的慢时信号通过壁滤波,英文名为:Clutter filter,滤除静止或缓慢运动组织产生的杂波信号,就得到了血流多普勒信号。

[0035] M4、根据所述血流多普勒信号,获取每个采样点的血流速度估计值,并将所述血流

速度估计值进行拼接,形成所述血流速度图像。

[0036] 具体的,对血流多普勒信号进行血流的运动速度估计。

[0037] 相应的,血流速度公式为:

$$v(n) = \frac{c f_d(n)}{2 f_c \cos \theta} \quad (1)$$

其中, n 表示信号所在的位置, c 表示超声波在组织中传播的速度, f_c 是发射信号的中心频率, θ 是探头扫查方向与血流方向之间的夹角, $f_d(n)$ 是由于血液流动使回波信号产生的多普勒频移。

[0038] 相应的,由公式 (2) 得到信号所在位置 n 处的值。

$$f_d(n) = \frac{1}{2\pi T} \arg(R(n)) \quad (2)$$

[0039] 其中, T 为超声波发射脉冲的重复周期, \arg 表示取复信号的相位,取值范围为 $[-\pi, \pi]$ 。

$$S(n, m) = I(n, m) + jQ(n, m) \quad (3)$$

[0040] 其中, j 为虚数符号。

$$R(n) = \frac{1}{M-1} \sum_{m=0}^{M-1} S^*(n, m) S(n, m+1) \quad (4)$$

[0041] 其中, $*$ 表示取复数的共轭, M 表示时间上的平均,即在同一空间位置 n 连续发射了 M 次脉冲,将位置 n 处的 M 次脉冲回波信号进行平均。

[0042] 结合上述 4 个公式,可以获取超声图像中每个采样点的血流速度估计值 $v(n)$,之后,将所述血流速度估计值进行拼接形成一幅二维图像,即:形成所述血流速度图像。

[0043] S2、根据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域。

[0044] 相应的,所述血流速度图像包括:血流速度图像的背景区域,血流速度图像的噪声区域和血流速度图像的血流区域。

[0045] 血流速度图像实际反映的是信号的相位图,根据所述血流速度图像的空间分布特征,相位为零的区域作为背景区域,相邻信号相位变化较快的区域作为噪声区域,相邻信号相位变化较慢的区域作为血流区域。

[0046] 相应的,结合图 3 所示所述步骤 S2 具体包括以下步骤:

P1、判断所述血流速度图像中,每个采样点的血流速度估计值是否为零值;

若是,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的背景区域;

若否,确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域和噪声区域;

进一步的,在分离出的所述血流速度图像的血流区域和噪声区域中,获取所述血流速度图像的血流区域。

[0047] P2、通过血流速度图像中 ROI 区域的方差大小来判别当前区域隶属于血流速度图像的血流区域还是噪声区域。

[0048] 所述 ROI 区域为英文 Region Of Interest 的简称, 翻译成中文为: 感兴趣区域。

[0049] 具体的:

N1、将所述血流速度图像划分为 K 个 ROI 区域;

所述单个 ROI 区域的采样点大小与系统默认的空间平滑的尺寸相一致。

[0050] N2、计算各个 ROI 区域内所有采样点的方差 S_{roi_k} ($k=1, 2 \dots K$);

相应的, 在整个血流速度图像中, 共有 K 个 ROI 区域, 所述 K 为正整数。

[0051] N3、计算所述 K 个 ROI 区域内所求取的方差 S_{roi_k} 的方差均值 m_{roi_k} 。

[0052] N4、判断所述方差 S_{roi_k} 是否大于第一系统阈值,

若是, 确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的噪声区域;

若否, 确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的血流区域。

[0053] 所述第一系统阈值为方差均值 m_{roi_k} 的 ξ_1 倍, 所述 ξ_1 为大于 0 的自然数。

[0054] S3、获取血流能量图像。

[0055] 具体的, 获取超声图像中每个采样点的回波能量值;

在本发明的具体实施方式中, 通过以下公式获取超声图像中每个采样点的回波能量值。

[0056] 相应的, 所述回波能量值为:
$$P(n) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} I^2(n, m) Q^2(n, m).$$

其中, n 为深度方向的采样点数, m 为同一位置的采样次数, M 表示时间上的平均, 即在同一空间位置 n 连续发射了 M 次脉冲, 将位置 n 处的 M 次脉冲回波信号进行平均。

[0057] 进一步的, 将上述获取的每个采样点的回波能量值进行拼接形成一幅二维图像, 即: 形成所述血流能量图像。

[0058] S4、根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像的血流区域。

[0059] 判断所述血流能量图像中, 每个采样点的回波能量值是否大于第二系统预设阈值 ξ_2 , 若是, 确定当前采样点所在区域为所述能量图像的血流区域。

[0060] 所述 ξ_2 为一灵活可调的参数, 其大小根据实际需要自行设定。

[0061] S5、将所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域进行融合, 形成新的血流区域图像。

[0062] 在本发明的一实施方式中所述新的血流区域图像可表示为所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域的区域并集;

需要说明的是, 所述血流速度图像中的血流区域包括: 大血流区域和小血流区域; 在血流速度图像中, 超声信号经过一系列变换, 最后经过壁滤波后能量依然较高的信号为大血流信号; 同时, 由于血流信号具有分布连续性, 小血流信号通常分布在大血流延伸的末梢; 故, 获取的所述血流速度图像中既能保证将能量较高的信号保留下来, 又能将速度图上分布连续的信号保留下来, 这就能够保证使一部分能量较弱的小血流不至于丢失; 因此, 所述新的血流区域图像, 能够对血流信号和组织信号进行有效区分, 从而使反射回波较弱, 能量很低的小血流信号得以保留, 改善了超声系统彩色血流的灵敏度, 进一步的提高小血流

信号检测的灵敏度。

[0063] S6、对所述新的血流区域图像进行形态学处理,以去除当前所述新的血流区域图像的噪声信号。

[0064] 可以理解的是,在步骤 S2 提取所述血流速度图像的血流区域和在步骤 S4 提取所述血流能量图像的血流区域过程中,难免会有一些噪声信号残留,故,最终获得的新的血流区域图像中也难免会有一些噪声信号残留。

[0065] 相应的,对新的血流区域图像进行去噪处理,以形成新的血流图像。

[0066] 具体的,对所述新的血流区域图像进行形态学处理,去除面积小于彩超成像分辨率的图块,以去除当前所述新的血流区域图像中的噪声信号后,形成新的血流图像。

[0067] 需要说明的是,上述求取新的血流图像的步骤并不是唯一的,例如:也可以先进行步骤 S3、S4,再进行在步骤 S1、S2,或是先进行 S1、S3、再进行 S2、S4 等,当然还可以采用其它的顺序执行,在此不再一一列举,其步骤的改变,并不会影响最终所要获取的结果,在此不做详细赘述。

[0068] 与现有技术相比,本发明的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法,该方法是基于超声多普勒的血流能量图像和血流速度图像的空间特征的后处理方法,能够对血流信号和组织信号进行有效区分,从而使反射回波较弱,能量很低的小血流信号得以保留,改善了超声系统彩色血流的灵敏度,进一步的提高小血流信号检测的灵敏度。

[0069] 相应的,结合图 4 所示,图 4 是本发明一实施方式中基于超声成像检测小血流信号灵敏度系统的结构示意图。

[0070] 相应的,所述系统包括:血流速度图像生成模块 100,第一血流区域生成模块 200,血流能量图像生成模块 300,第二血流区域生成模块 400,血流区域集合模块 500,形态处理模块 600。

[0071] 相应的血流速度图像生成模块 100 用于获取血流速度图像。

[0072] 血流速度图像生成模块 100 用于获取超声图像中每个采样点的射频回波信号。

[0073] 具体的,本实施方式中,所述射频回波信号为 RF 信号。

[0074] 血流速度图像生成模块 100 用于对所述射频回波信号进行正交解调,并经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q。

[0075] 一般的,对应每个采样点,血流速度图像生成模块 100 多次获取的射频回波信号进行正交解调,为了使最终获取的结果更加准确,一般将 8 至 16 次获取的所述射频回波信号进行正交解调,之后经过低通滤波后得到正交分量 I 和同相分量 Q。

[0076] 相应的,对每个采样点多次获取的射频回波信号进行正交解调。

[0077] 需要说明的是,这里的正交分量 I 和同相分量 Q 并不是单一位置上的血流信号,而是沿深度扫查方向不同位置的血流信号,称之为快时方向;另外,将相同采样深度、不同时刻形成的信号称为慢时信号;因此,正交分量 I 和同相分量 Q 可以离散表示为 $I(n, m)$ 和 $Q(n, m)$, n 为深度方向的采样点数, m 为同一位置的采样次数,即慢时信号的长度。

[0078] 血流速度图像生成模块 100 用于滤除正交分量 I 和同相分量 Q 中的杂波信号,以获取所述超声图像中每个采样点的血流多普勒信号。

[0079] 相应的,为了使最终获取的结果更加准确,血流速度图像生成模块 100 还需要去

除各深度的慢时信号中噪声信号。具体的,对各深度的慢时信号通过壁滤波滤除静止或缓慢运动组织产生的杂波信号,就得到了血流多普勒信号。

[0080] 血流速度图像生成模块 100 用于根据所述血流多普勒信号,获取每个采样点的血流速度估计值,并将所述血流速度估计值进行拼接,形成所述血流速度图像。

[0081] 具体的,血流速度图像生成模块 100 对血流多普勒信号进行血流的运动速度估计。

[0082] 相应的,血流速度公式为:

$$v(n) = \frac{c f_d(n)}{2 f_c \cos \theta} \quad (1)$$

其中, n 表示信号所在的位置, c 表示超声波在组织中传播的速度, f_c 是发射信号的中心频率, θ 是探头扫查方向与血流方向之间的夹角, $f_d(n)$ 是由于血液流动使回波信号产生的多普勒频移。

[0083] 相应的,由公式 (2) 得到信号所在位置 n 处的值。

$$f_d(n) = \frac{1}{2\pi T} \arg(R(n)) \quad (2)$$

[0084] 其中, T 为超声波发射脉冲的重复周期, \arg 表示取复信号的相位,取值范围为 $[-\pi, \pi]$ 。

$$S(n, m) = I(n, m) + jQ(n, m) \quad (3)$$

[0085] 其中, j 为虚数符号。

$$R(n) = \frac{1}{M-1} \sum_{m=0}^{M-2} S^*(n, m) S(n, m+1) \quad (4)$$

[0086] 其中, $*$ 表示取复数的共轭, M 表示时间上的平均,即在同一空间位置 n 连续发射了 M 次脉冲,将位置 n 处的 M 次脉冲回波信号进行平均。

[0087] 结合上述 4 个公式,血流速度图像生成模块 100 可以获取超声图像中每个采样点的血流速度估计值 $v(n)$,之后,将所述血流速度估计值进行拼接形成一幅二维图像,即:形成所述血流速度图像。

[0088] 相应的,第一血流区域生成模块 200 用于根据所述血流速度图像获取所述血流速度图像的血流区域。

[0089] 相应的,所述血流速度图像包括:血流速度图像的背景区域,血流速度图像的噪声区域和血流速度图像的血流区域。

[0090] 血流速度图像实际反映的是信号的相位图,根据所述血流速度图像的空间分布特征,相位为零的区域作为背景区域,相邻信号相位变化较快的区域作为噪声区域,相邻信号相位变化较慢的区域作为血流区域。

[0091] 具体的,第一血流区域生成模块 200 判断所述血流速度图像中,每个采样点的血流速度估计值是否为非零值;

若是,第一血流区域生成模块 200 确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的背景区域;

若否,第一血流区域生成模块 200 确定当前采样点所在区域为所述血流速度图像的血流区域或噪声区域;

进一步的,第一血流区域生成模块 200 在分离出的所述血流速度图像的血流区域和噪声区域中,获取所述血流速度图像的血流区域。

[0092] 相应的,在本实施方式中,第一血流区域生成模块 200 通过血流速度图像中 ROI 区域的方差大小来判别当前区域隶属于血流速度图像的血流区域还是噪声区域。

[0093] 所述 ROI 区域为英文 Region Of Interest 的简称,翻译成中文为:局部感兴趣区域。

[0094] 具体的:第一血流区域生成模块 200 用于将所述血流速度图像划分为 K 个 ROI 区域;

所述单个 ROI 区域的采样点大小与系统默认的空间平滑的尺寸相一致。

[0095] 第一血流区域生成模块 200 用于计算各个 ROI 区域内所有采样点的方差 S_{roi_k} ($k=1, 2 \dots K$);

相应的,在整个血流速度图像中,共有 K 个 ROI 区域,所述 K 为正整数。

[0096] 第一血流区域生成模块 200 用于计算所述 K 个 ROI 区域内所求取的方差 S_{roi_k} 的方差均值 m_{roi_k} 。

[0097] 第一血流区域生成模块 200 用于判断所述方差 S_{roi_k} 是否大于第一系统阈值,

若是,第一血流区域生成模块 200 确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的噪声区域;

若否,第一血流区域生成模块 200 确定当前所述 ROI 区域为所述血流速度图像的血流区域。

[0098] 所述第一系统阈值为方差均值 m_{roi_k} 的 ξ_1 倍,所述 ξ_1 为大于 0 的自然数。血流能量图像生成模块 300 用于获取血流能量图像。

[0099] 具体的,血流能量图像生成模块 300 用于获取超声图像中每个采样点的回波能量值;

在本发明的一具体实施方式中,血流能量图像生成模块 300 通过以下公式获取超声图像中每个采样点的回波能量值。

[0100] 相应的,所述回波能量值为:

$$P(n) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} I^2(n, m) Q^2(n, m).$$

其中, n 为深度方向的采样点数, m 为同一位置的采样次数, M 表示时间上的平均,即在同一空间位置 n 连续发射了 M 次脉冲,将位置 n 处的 M 次脉冲回波信号进行平均。

[0101] 进一步的,血流能量图像生成模块 300 将上述获取的每个采样点的回波能量值进行拼接形成一幅二维图像,即:形成所述血流能量图像。

[0102] 第二血流区域生成模块 400 用于根据所述血流能量图像获取所述血流能量图像

的血流区域。

[0103] 第二血流区域生成模块 400 用于判断所述血流能量图像中,每个采样点的回波能量值是否大于第二系统预设阈值 ξ_2 ,若是,确定当前采样点所在区域为所述能量图像的血流区域。所述 ξ_2 为一灵活可调的参数,其大小根据实际需要自行设定。

[0104] 血流区域集合模块 500 用于将所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域进行融合,形成新的血流区域图像。

[0105] 在本发明的一实施方式中所述新的血流区域图像可表示为所述血流速度图像的血流区域和所述血流能量图像的血流区域的区域并集;

需要说明的是,所述血流速度图像中的血流区域包括:大血流区域和小血流区域;在血流速度图像中,超声信号经过一系列变换,最后经过壁滤波后能量依然较高的信号为大血流信号;同时,由于血流信号具有分布连续性,小血流信号通常分布在大血流延伸的末梢;故,获取的所述血流速度图像中既能保证将能量较高的信号保留下来,又能将速度图上分布连续的信号保留下来,这就能够保证使一部分能量较弱的小血流不至于丢失;因此,所述新的血流区域图像,能够对血流信号和组织信号进行有效区分,从而使反射回波较弱,能量很低的小血流信号得以保留,改善了超声系统彩色血流的灵敏度,进一步的提高小血流信号检测的灵敏度。

[0106] 形态处理模块 600 用于对所述新的血流区域图像进行形态学处理,以去除当前所述新的血流区域的噪声信号后,形成新的血流图像。

[0107] 可以理解的是,第一血流区域生成模块 200 提取所述血流速度图像的血流区域和第二血流区域生成模块 400 提取所述血流能量图像的血流区域过程中,难免会有一些噪声信号残留,故,血流区域集合模块 500 最终获得的新的血流区域图像中也难免会有一些噪声信号残留。

[0108] 相应的,形态处理模块 600 对新的血流区域图像进行去噪处理,以形成新的血流图像。

[0109] 具体的,形态处理模块 600 对所述新的血流区域图像进行形态学处理,去除面积小于彩超成像分辨率的图块,以去除当前所述新的血流区域图像的噪声信号后,形成新的血流图像。

[0110] 与现有技术相比,本发明的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统,该方法是基于超声多普勒的血流能量图像和血流速度图像的空间特征的后处理方法,能够对血流信号和组织信号进行有效区分,从而使反射回波较弱,能量很低的小血流信号得以保留,改善了超声系统彩色血流的灵敏度,进一步的提高小血流信号检测的灵敏度。

[0111] 为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现。

[0112] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到本申请可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请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,该计算机软件产品可以保存在保存介质中,如 ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,信息推送服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施方式或者实

施方式的某些部分所述的方法。

[0113] 以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0114] 本申请可用于众多通用或专用的计算系统环境或配置中。例如:个人计算机、信息推送服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理模块系统、基于微处理模块的系统、置顶盒、可编程的消费电子设备、网络 PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0115] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,由通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括保存设备在内的本地和远程计算机保存介质中。

[0116] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0117] 上文所列出的一系列详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

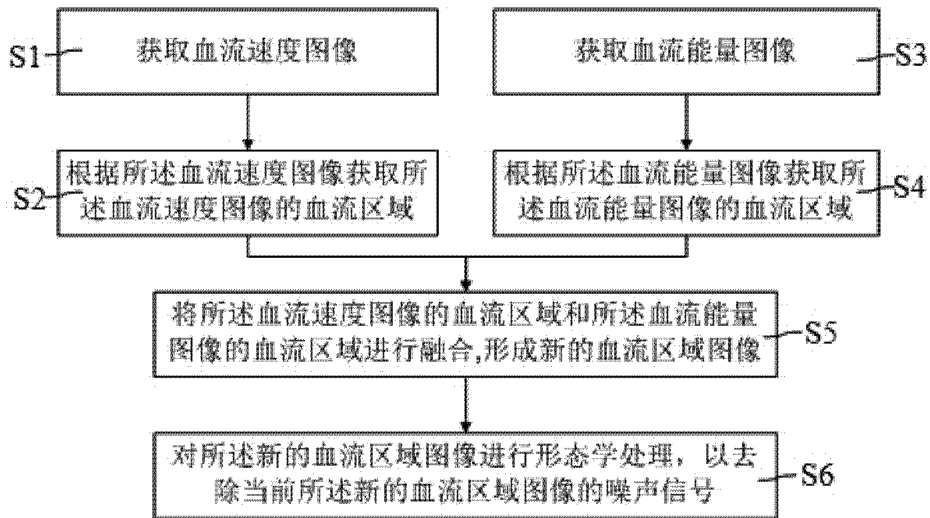


图 1

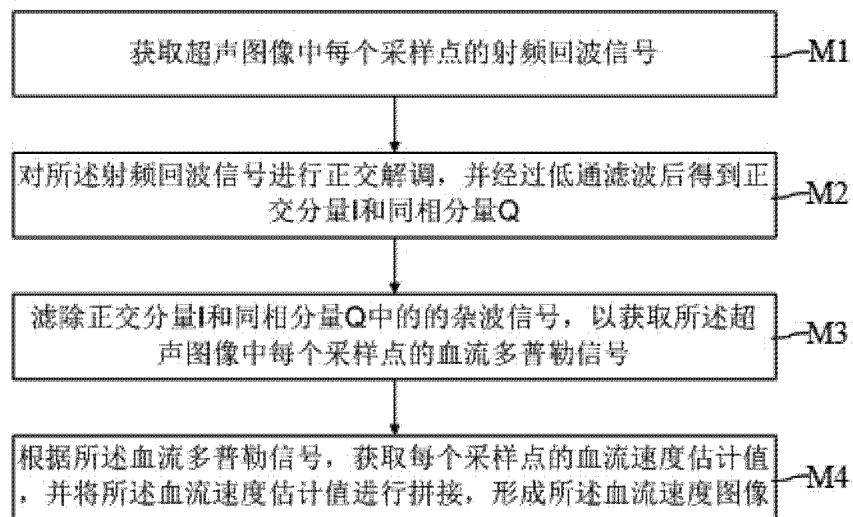


图 2

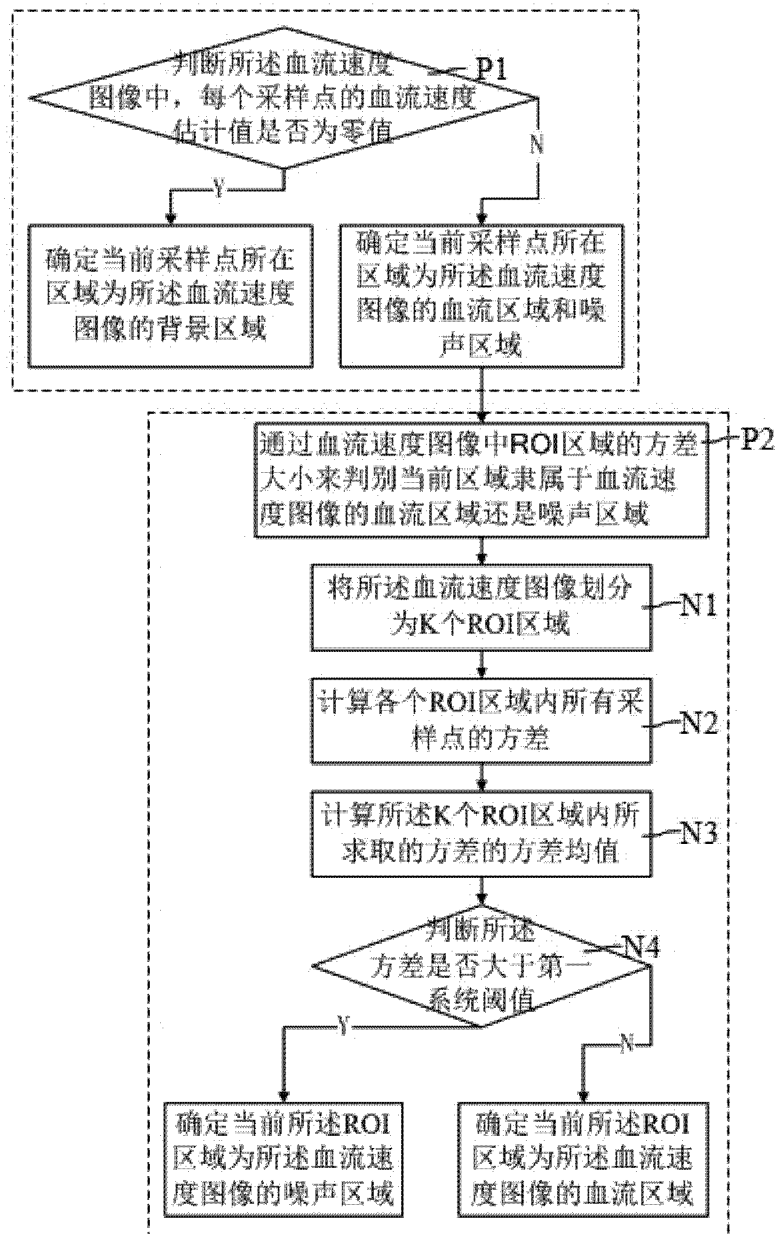


图 3

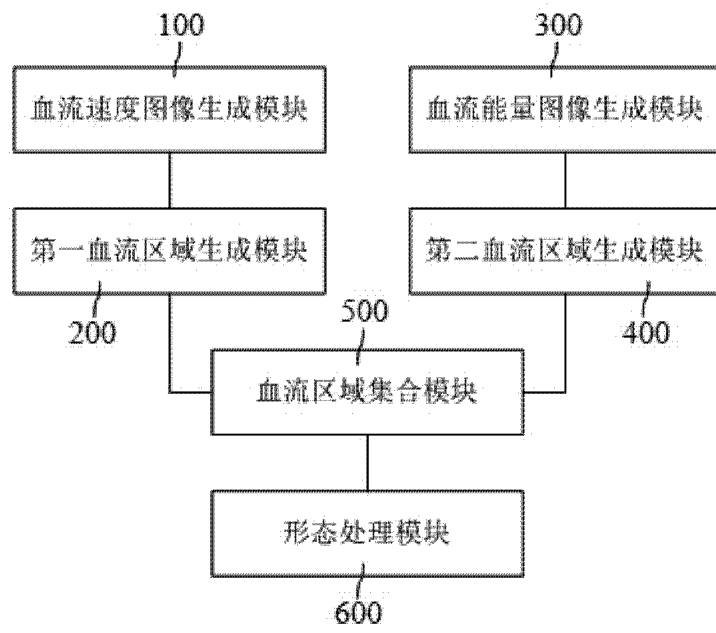


图 4

专利名称(译)	基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统		
公开(公告)号	CN104127207A	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201410413077.1	申请日	2014-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	李彦 凌涛 郭建军 陈惠人		
发明人	李彦 凌涛 郭建军 陈惠人		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	杨林洁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统，所述方法包括：获取血流速度图像；根据血流速度图像获取血流速度图像的血流区域；获取血流能量图像；根据血流能量图像获取血流能量图像的血流区域；将血流速度图像的血流区域和血流能量图像的血流区域进行融合，形成新的血流区域图像。与现有技术相比，本发明的基于超声成像检测小血流信号灵敏度的方法及系统，该方法及系统是基于超声多普勒的血流能量图像和血流速度图像的空间特征的后处理方法，能够对血流信号和组织信号进行有效区分，从而使反射回波较弱，能量很低的小血流信号得以保留，改善了超声系统彩色血流的灵敏度，进一步的提高小血流信号检测的灵敏度。

