



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105708495 B

(45)授权公告日 2018.08.17

(21)申请号 201610052170.3

(22)申请日 2016.01.26

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105708495 A

(43)申请公布日 2016.06.29

(73)专利权人 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 凌涛 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)

(56)对比文件

- CN 101210966 A, 2008.07.02,
- CN 102292028 A, 2011.12.21,
- CN 103093457 A, 2013.05.08,
- CN 104361554 A, 2015.02.18,
- US 2014249423 A1, 2014.09.04,
- CN 1559346 A, 2005.01.05,
- CN 1732852 A, 2006.02.15,
- WO 2005115248 A1, 2005.12.08,

审查员 薛艳华

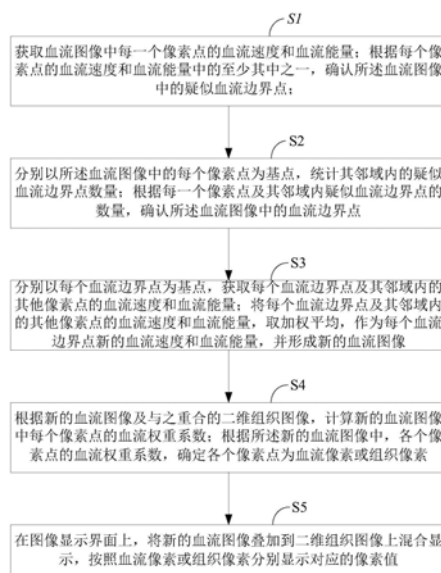
权利要求书3页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

超声彩色血流成像边界处理方法及系统

(57)摘要

本发明提供一种超声彩色血流成像边界处理方法及系统,所述方法包括:根据血流图像上每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认疑似血流边界点;根据每个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认血流边界点;将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量,取加权平均,作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量,并形成新的血流图像;计算新的血流图像中各个像素点的血流权重系数,确定各个像素点为血流像素或组织像素;在图像显示界面上,将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示,按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值。本发明能有效的识别出血流边界并进行优化处理。



1. 一种超声彩色血流成像边界处理方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

S1、获取血流图像中每一个像素点的血流速度和血流能量;

根据每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认所述血流图像中的疑似血流边界点;

S2、分别以所述血流图像中的每个像素点为基点,统计其邻域内的疑似血流边界点数量;

根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认所述血流图像中的血流边界点;

S3、分别以每个血流边界点为基点,获取每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量;

将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量,取加权平均,作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量,并形成新的血流图像;

S4、根据新的血流图像及与之重合的二维组织图像,计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;

根据所述新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数,确定各个像素点为血流像素或组织像素;

S5、在图像显示界面上,将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示,按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值;

其中,所述步骤S2具体包括:

配置计数阈值,

若当前像素点及其邻域内的疑似血流边界点的数量之和大于所述计数阈值,则判定当前像素点为血流边界点。

2. 根据权利要求1所述的超声彩色血流成像边界处理方法,其特征在于,所述步骤S1具体包括:

配置血流速度边界阈值和/或血流能量边界阈值,

若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,和/或当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为疑似血流边界点。

3. 根据权利要求1所述的超声彩色血流成像边界处理方法,其特征在于,所述步骤S4具体包括:

配置血流权重系数阈值;

以新的血流图像及与之重合的二维组织图像为基础,获取其各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度;

根据各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;

根据每个像素点的血流权重系数与所述血流权重系数阈值的大小关系,确定每个像素点为血流像素或组织像素。

4. 根据权利要求1所述的超声彩色血流成像边界处理方法,其特征在于,所述步骤S5具体包括:

在新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示的图像显示界面上,血流图像对应的

区域为ROI区域；

将所述ROI区域外的像素点以其对应的组织灰度显示；

将所述ROI区域内且为血流像素的像素点以其血流速度或血流能量显示；

将所述ROI区域内且为组织像素的像素点以其组织灰度显示；

显示血流速度或血流能量的血流像素和显示组织灰度的组织像素之间自动形成彩色血流成像边界。

5. 一种超声彩色血流成像边界处理系统,其特征在於,所述系统包括:

数据获取模块,用于获取血流图像中每一个像素点的血流速度和血流能量;

图像处理模块,根据每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认所述血流图像中的疑似血流边界点;

分别以所述血流图像中的每个像素点为基点,统计其邻域内的疑似血流边界点数量;

根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认所述血流图像中的血流边界点;

分别以每个血流边界点为基点,获取每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量;将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量,取加权平均,作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量,并形成新的血流图像;

边界处理模块,根据新的血流图像及与之重合的二维组织图像,计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;

根据所述新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数,确定各个像素点为血流像素或组织像素;

在图像显示界面上,将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示,按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值;

其中,图像处理模块在根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认所述血流图像中的血流边界点时,具体用于:

配置计数阈值,

若当前像素点及其邻域内的疑似血流边界点的数量之和大于所述计数阈值,则判定当前像素点为血流边界点。

6. 根据权利要求5所述的超声彩色血流成像边界处理系统,其特征在於,所述图像处理模块还用于:

配置血流速度边界阈值和/或血流能量边界阈值,

若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,和/或当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为疑似血流边界点。

7. 根据权利要求5所述的超声彩色血流成像边界处理系统,其特征在於,所述边界处理模块还用于:

配置血流权重系数阈值;

以新的血流图像及与之重合的二维组织图像为基础,获取其各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度;

根据各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;

根据每个像素点的血流权重系数与所述血流权重系数阈值的大小关系,确定每个像素点为血流像素或组织像素。

8. 根据权利要求5所述的超声彩色血流成像边界处理系统,其特征在于,所述边界处理模块还用于:

在新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示的图像显示界面上,血流图像对应的区域为ROI区域;

将所述ROI区域外的像素点以其对应的组织灰度显示;

将所述ROI区域内且为血流像素的像素点以其血流速度或血流能量显示;

将所述ROI区域内且为组织像素的像素点以其组织灰度显示;

显示血流速度或血流能量的血流像素和显示组织灰度的组织像素之间自动形成彩色血流成像边界。

## 超声彩色血流成像边界处理方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗超声诊断技术领域,主要涉及一种用于超声彩色血流成像边界处理方法。

### 背景技术

[0002] 超声成像因为其无创性、实时性、操作方便、价格便宜等诸多优势,使其成为临床上应用最为广泛的诊断工具之一。超声彩色血流成像是超声成像中的一种重要成像模式,在临床上的应用极其普遍。

[0003] 超声彩色血流成像通常是在二维组织成像的基础上,由用户确定一个感兴趣区域,也称为ROI区域,然后对该区域进行血流成像,最后将血流图像叠加在二维组织图像上一起显示。血流成像至少同时包括血流速度和血流能量,按照用户实际选择的模式输出血流图像,如选择CFI则输出血流速度图像,如选择PDI则输出血流能量图像。

[0004] 血流边界是影响超声彩色血流图像质量的一个重要因素,理想的血流边界应该和二维组织图像的血管形态、边界和走向吻合,并且具有从血管中心向血管边界依次减小的速度和能量梯度;由于彩色血流图像通常是叠加在二维组织图像上一起显示,在ROI框中需要对原始血流图像每一个像素作出是血流像素还是组织像素的判断,如果判断为血流像素则显示血流速度或能量,如果判断为组织像素则显示组织灰度。通常这种优先权仲裁可能会导致血流边界形成锯齿状,也可能导致血流内部形成空洞;调整血流的增益会改善这种现象,但是会导致血流外溢,即血流边界超越血管实际边界。因此需要一种血流边界的处理方法,达到血流边界平滑,与血管边界吻合无外溢,速度梯度过渡自然的效果。

[0005] 现有技术提出利用数学形态学的膨胀和腐蚀运算对优先权编码输出的二值化图像进行两步非线性滤波,其主要目的都是为了填补空洞和去除异常点(孤立点),从而改善血流显示形态。

[0006] 或者按照血流区域边界点的血管方向搜索血流区域之间的连接点,并计算连接点的值,从而将断开的血流连接起来,达到改善血流灵敏度的效果。

[0007] 现有技术方案主要目的是填补空洞和去除异常点,虽然也会对血流边界有改善,但仅限于去除一些边界锯齿,作用比较有限。

### 发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种超声彩色血流成像边界处理方法及系统。

[0009] 为了实现上述发明目的之一,本发明一实施方式的超声彩色血流成像边界处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0010] S1、获取血流图像中每一个像素点的血流速度和血流能量;

[0011] 根据每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认所述血流图像中的疑似血流边界点;

[0012] S2、分别以所述血流图像中的每个像素点为基点,统计其邻域内的疑似血流边界

点数量；

[0013] 根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量，确认所述血流图像中的血流边界点；

[0014] S3、分别以每个血流边界点为基点，获取每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量；

[0015] 将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量，取加权平均，作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量，并形成新的血流图像；

[0016] S4、根据新的血流图像及与之重合的二维组织图像，计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数；

[0017] 根据所述新的血流图像中，各个像素点的血流权重系数，确定各个像素点为血流像素或组织像素；

[0018] S5、在图像显示界面上，将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示，按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值。

[0019] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S1具体包括：

[0020] 配置血流速度边界阈值和/或血流能量边界阈值，

[0021] 若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值，和/或当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值，则判定当前像素点为疑似血流边界点。

[0022] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S2具体包括：

[0023] 配置计数阈值，

[0024] 若当前像素点及其邻域内的疑似血流边界点的数量之和大于所述计数阈值，则判定当前像素点为血流边界点。

[0025] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S4具体包括：

[0026] 置血流权重系数阈值；

[0027] 以新的血流图像及与之重合的二维组织图像为基础，获取其各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度；

[0028] 根据各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数；

[0029] 根据每个像素点的血流权重系数与所述血流权重系数阈值的大小关系，确定每个像素点为血流像素或组织像素。

[0030] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S5具体包括：

[0031] 在新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示的图像显示界面上，血流图像对应的区域为ROI区域；

[0032] 将所述ROI区域外的像素点以其对应的组织灰度显示；

[0033] 将所述ROI区域内且为血流像素的像素点以其血流速度或血流能量显示；

[0034] 将所述ROI区域内且为组织像素的像素点以其组织灰度显示；

[0035] 显示血流速度或血流能量的血流像素和显示组织灰度的组织像素之间自动形成彩色血流成像边界。

[0036] 为了实现上述发明目的之一，本发明一实施方式的超声彩色血流成像边界处理系统，所述系统包括：

- [0037] 数据获取模块,用于获取血流图像中每一个像素点的血流速度和血流能量;
- [0038] 图像处理模块,根据每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认所述血流图像中的疑似血流边界点;
- [0039] 分别以所述血流图像中的每个像素点为基点,统计其邻域内的疑似血流边界点数量;
- [0040] 根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认所述血流图像中的血流边界点;
- [0041] 分别以每个血流边界点为基点,获取每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量;将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量,取加权平均,作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量,并形成新的血流图像;
- [0042] 边界处理模块,根据新的血流图像及与之重合的二维组织图像,计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;
- [0043] 根据所述新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数,确定各个像素点为血流像素或组织像素;
- [0044] 在图像显示界面上,将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示,按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值。
- [0045] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述图像处理模块还用于:
- [0046] 配置血流速度边界阈值和/或血流能量边界阈值,
- [0047] 若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,和/或当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为疑似血流边界点。
- [0048] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述图像处理模块还用于:
- [0049] 配置计数阈值,
- [0050] 若当前像素点及其邻域内的疑似血流边界点的数量之和大于所述计数阈值,则判定当前像素点为血流边界点。
- [0051] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述边界处理模块还用于:
- [0052] 配置血流权重系数阈值;
- [0053] 以新的血流图像及与之重合的二维组织图像为基础,获取其各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度;
- [0054] 根据各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;
- [0055] 根据每个像素点的血流权重系数与所述血流权重系数阈值的大小关系,确定每个像素点为血流像素或组织像素。
- [0056] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述边界处理模块还用于:
- [0057] 在新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示的图像显示界面上,血流图像对应的区域为ROI区域;
- [0058] 将所述ROI区域外的像素点以其对应的组织灰度显示;
- [0059] 将所述ROI区域内且为血流像素的像素点以其血流速度或血流能量显示;
- [0060] 将所述ROI区域内且为组织像素的像素点以其组织灰度显示;
- [0061] 显示血流速度或血流能量的血流像素和显示组织灰度的组织像素之间自动形成

彩色血流成像边界。

[0062] 与现有技术相比,本发明的超声彩色血流成像边界处理方法及系统,能有效的识别出血流边界并进行优化处理,一方面去除血流边界的锯齿,保持了血流形态和血流边界的连续性,另一方面对血流边界像素点的血流速度和血流能量进行加权平均处理,使得血流速度和血流能量向边界过渡时保持良好的梯度;同时结合血流能量和二维组织图像灰度计算血流权重系数,实现对外溢血流的控制,使得血流形态、边界和血管高度吻合;除此之外,通过合理的阈值设置,该方法还能对优先权仲裁导致的血流空洞进行填补,也能去除血流异常点,最终达到更好的超声彩色血流成像效果,提升了超声诊断图像的质量,提高了超声成像设备临床诊断的方便性和使用效率。

## 附图说明

[0063] 图1是本发明一实施方式中超声彩色血流成像边界处理方法的流程图;

[0064] 图2是本发明一实施方式中超声彩色血流成像边界处理系统的结构示意图。

## 具体实施方式

[0065] 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。

[0066] 如图1所示,在本发明一实施方式中超声彩色血流成像边界处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0067] S1、获取血流图像中每一个像素点的血流速度和血流能量;

[0068] 根据每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0069] 本发明一优选实施方式中,所述血流图像为经过优先权仲裁后的血流图像;对所述血流图像进行优先权仲裁处理过程中,根据所述血流图像中每个像素点的血流速度和血流能量,判断哪些像素点为血流,若确认相应的像素点为血流,则保留其血流速度和血流能量,否则,将相应像素点的血流速度和血流能量置0;如此,所述血流图像中会形成一些血流边界。然而,经过优先权仲裁后的血流图像中的血流边界并不完美,其具有锯齿,线条不连续,甚至会形成空洞。

[0070] 通常情况下,所述血流图像上的每个像素点的血流速度的取值范围为-128~127,所述血流能量的取值范围是0-255。

[0071] 本发明一具体实施方式中,所述步骤S1具体包括:

[0072] 配置血流速度边界阈值和/或血流能量边界阈值,

[0073] 若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,和/或当前像素的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0074] 所述血流速度边界阈值、所述血流能量边界阈值均为系统预设的一个常数,其数值大小可以根据需要具体变化。

[0075] 考虑到血流速度边界阈值和/或所述血流能量边界阈值对判定当前像素点是否为

所述血流图像中的疑似血流边界点影响,即:若所述血流速度边界阈值和/或所述血流能量边界阈值较大时,所述血流图像中将有更多的像素点被判定为疑似血流边界点,进而使得血流图像整体更加平滑。

[0076] 在本发明的优选实施方式中,所述血流速度边界阈值的取值范围可设定为10~20之间的任一数值,所述血流能量边界阈值的取值范围同样可设定为10~20之间的任一数值。

[0077] 本发明具体实施方式中,判断当前像素点是否为疑似血流边界点具有三种方式。

[0078] 实施方式1:配置血流速度边界阈值,若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0079] 实施方式2:配置血流能量边界阈值,若当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0080] 实施方式3:配置血流速度边界阈值和血流能量边界阈值,若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,同时,当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0081] 以上三种方式,均可以用于判定所述血流图像中的当前像素点是否为疑似血流边界点,在实际应用过程中,三种实施方式可以自行选择,当然,选择不同的实施方式,其获取及配置的参数也可以相应调整,在此不做详细赘述。

[0082] 进一步的,本发明一实施方式中,所述超声彩色血流成像边界处理方法还包括:

[0083] S2、分别以所述血流图像中的每个像素点为基点,统计其邻域内的疑似血流边界点数量;

[0084] 根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认所述血流图像中的血流边界点。

[0085] 本发明一具体实施方式中,所述步骤S2具体包括:配置计数阈值,若当前像素点及其邻域内的疑似血流边界点的数量之和大于所述计数阈值,则判定当前像素点为血流边界点。

[0086] 所述计数阈值同样为系统预设的一个常数,其数值大小可以根据需要具体变化,需要说明的是,所述计数阈值的大小小于当前像素领域内其他像素点的总和,以下将会具体说明。

[0087] 本发明一优选实施方式中,选择八邻域像素进行处理,即,在当前像素的邻域内,选择与当前像素最为接近的8个像素点作为参考像素点。

[0088] 可以理解的是,所述计数阈值越小,抗锯齿能力、边界平滑程度、空洞填补能力越高,但可能会导致原本不是血流的像素点显示为血流;计数阈值越大,抗锯齿能力、边界平滑程度、空洞填补能力越小,有可能达不到预期的边界处理效果,在本发明的优选实施方式中,以选择八邻域像素进行处理为例,所述计数阈值的取值大小可为3。即,分别以每个像素点为基点,统计当前像素点及其邻域内的8个像素点中疑似血流边界点数量的总和,若疑似血流边界点数量的总和大于3,则判定当前的像素点为血流边界点。

[0089] 进一步的,本发明一实施方式中,所述超声彩色血流成像边界处理方法还包括:

[0090] S3、分别以每个血流边界点为基点,获取每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量;

[0091] 将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量,取加权平

均,作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量,并形成新的血流图像。

[0092] 需要说明的是,采用加权平均的方式获得血流边界点对应的新的血流速度和血流能量过程中,可以对当前血流边界点邻域内的像素点赋予相同的加权系数,也可以邻域内其他像素点与当前血流边界点的距离设置权重系数,通常情况下,后一种方式获得的新的血流速度和血流能量的值更加精准,需要说明的是,通常情况下,距离当前的血流边界点越近的像素点,对其设置的权重系数越大,在此不做详细赘述。

[0093] 在本发明的具体实施方式中,对当前血流边界点邻域内像素点的选择,同样可以选择八邻域像素进行处理,在此不做详细赘述。

[0094] 本发明新的血流图像相对于原始的血流图像,对原始的血流图像经过优先权仲裁导致的血流空洞和血流边界锯齿进行了填补,并对血流边界像素进行了平滑,但与此同时,新的血流图像中也可能会产生血流外溢现象。

[0095] 需要说明的,在本发明的具体应用过程中,若不考虑计算量的大小,也可以对未经过优先权处理的血流图像中的像素点同样做步骤S1- S3的处理,该种实施方式,不会影响最终获取超声彩色血流成像边界的结果,在此不做详细赘述。

[0096] 进一步的,本发明一实施方式中,所述超声彩色血流成像边界处理方法还包括:

[0097] S4、根据新的血流图像及与之重合的二维组织图像,计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;

[0098] 根据所述新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数,确定各个像素点为血流像素或组织像素。

[0099] 本发明一具体示例中,所述步骤S4具体包括:

[0100] M1、配置血流权重系数阈值。

[0101] 所述血流权重系数阈值同样为系统预设的一个常数,其数值大小可以根据需要具体调节。本发明一具体示例中,考虑到外溢的血流通常覆盖在血管壁上,若设定合适的血流权重系数阈值,就可以在不影响正常血流的前提下去除上述步骤导致的血流外溢现象,本发明一优选实施方式中,所述血流权重系数阈值的取值范围为0~0.5之间。

[0102] 进一步的,所述步骤S4还包括:

[0103] M2、以新的血流图像及与之重合的二维组织图像为基础,获取其各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度;

[0104] 本发明一具体示例中,为了方便描述,将新的血流图像中,各个像素点的加权平均血流能量以Pow\_avg表示,将各个像素点的加权平均组织灰度以Gray\_avg表示。通常情况下,加权平均血流能量和加权平均组织灰度的值均在0~255之间,另外,需要说明的是,各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度同样可以选择八邻域像素进行处理,在此不做详细赘述。

[0105] 进一步的,所述步骤S4还包括:

[0106] M3、根据各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数。

[0107] 本发明一具体实施方式中,为了方便描述,将新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数以Flow\_rate表示;

[0108] 则:每个像素点的血流权重系数

[0109]  $Flow\_rate = Pow\_avg / (Pow\_avg + Gray\_avg)$  (1)

[0110] 通过公式(1)可知:由于血管内的血流能量较大而组织灰度较小,因此该位置对应的像素点的血流权重系数一般介于0.5~1.0之间,由于血管壁及血管外的血流能量较小而组织灰度较大,因此该位置对应的各个像素点的血流权重系数会介于0~0.5之间。

[0111] 当然,在本发明的其他实施方式中,每个像素点的血流权重系数也可以采用下述公式获取,即:

[0112]  $Flow\_rate = Gray\_avg / (Pow\_avg + Gray\_avg)$  (2)

[0113] 通过公式(2)可知:由于血管内的血流能量较大而组织灰度较小,因此该位置对应的像素点的血流权重系数一般介于0~0.5之间,由于血管壁及血管外的血流能量较小而组织灰度较大,因此该位置对应的各个像素点的血流权重系数会介于0.5~1.0之间。

[0114] M4、根据每个像素点的血流权重系数与所述血流权重系数阈值的大小关系,确定每个像素点为血流像素或组织像素。

[0115] 为了方便描述,接续上述示例可知:

[0116] 若按照公式(1)获取当前像素点的血流权重系数阈值,则,当前像素点的血流权重系数大于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为血流像素,当前像素点的血流权重系数小于等于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为组织像素。

[0117] 若按照公式(2)获取当前像素点的血流权重系数阈值,则,当前像素点的血流权重系数小于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为血流像素,当前像素点的血流权重系数大于等于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为组织像素。

[0118] 进一步的,本发明一实施方式中,所述超声彩色血流成像边界处理方法还包括:

[0119] S5、在图像显示界面上,将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示,按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值。

[0120] 本发明一具体实施方式中,所述步骤S5具体包括:

[0121] 在新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示的图像显示界面上,血流图像对应的区域为ROI区域;

[0122] 将所述ROI区域外的像素点以其对应的组织灰度显示;

[0123] 将所述ROI区域内且为血流像素的像素点以其血流速度或血流能量显示;

[0124] 将所述ROI区域内且为组织像素的像素点以其组织灰度显示;

[0125] 在当前的新的血流图像上,显示血流速度或血流能量的血流像素和显示组织灰度的组织像素之间自动形成彩色血流成像边界。

[0126] 结合图2所示,本发明一实施方式中提供的超声彩色血流成像边界处理系统,所述系统包括:数据获取模块100、图像处理模块200以及边界处理模块300。

[0127] 数据获取模块100用于获取血流图像中每一个像素点的血流速度和血流能量;根据每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一,确认所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0128] 本发明一优选实施方式中,所述血流图像为经过优先权仲裁后的血流图像。通常情况下,所述血流图像上的每个像素点的血流速度的取值范围为-128~127,所述血流能量的取值范围是0~255。

[0129] 本发明一具体实施方式中,图像处理模块200具体用于:配置血流速度边界阈值

和/或血流能量边界阈值,若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,和/或当前像素的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0130] 所述血流速度边界阈值、所述血流能量边界阈值均为系统预设的一个常数,其数值大小可以根据需要具体变化。

[0131] 考虑到血流速度边界阈值和/或所述血流能量边界阈值对判定当前像素点是否为所述血流图像中的疑似血流边界点影响,即:若所述血流速度边界阈值和/或所述血流能量边界阈值较大时,所述血流图像中将有更多的像素点被判定为疑似血流边界点,进而使得血流图像整体更加平滑。

[0132] 在本发明的优选实施方式中,所述血流速度边界阈值的取值范围可设定为10~20之间的任一数值,所述血流能量边界阈值的取值范围同样可设定为10~20之间的任一数值。

[0133] 本发明具体实施方式中,图像处理模块200判断当前像素点是否为疑似血流边界点具有三种方式。

[0134] 实施方式1:配置血流速度边界阈值,若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0135] 实施方式2:配置血流能量边界阈值,若当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0136] 实施方式3:配置血流速度边界阈值和血流能量边界阈值,若当前像素点的血流速度的绝对值小于所述血流速度边界阈值,同时,当前像素点的血流能量小于所述血流能量边界阈值,则判定当前像素点为所述血流图像中的疑似血流边界点。

[0137] 以上三种方式,均可以用于判定所述血流图像中的当前像素点是否为疑似血流边界点,在实际应用过程中,三种实施方式可以自行选择,当然,选择不同的实施方式,其获取及配置的参数也可以相应调整,在此不做详细赘述。

[0138] 进一步的,本发明一实施方式中,图像处理模块200还用于:分别以所述血流图像中的每个像素点为基点,统计其邻域内的疑似血流边界点数量;

[0139] 根据每一个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量,确认所述血流图像中的血流边界点。

[0140] 本发明一具体实施方式中,图像处理模块200具体用于:配置计数阈值,若当前像素点及其邻域内的疑似血流边界点的数量之和大于所述计数阈值,则判定当前像素点为血流边界点。

[0141] 所述计数阈值同样为系统预设的一个常数,其数值大小可以根据需要具体变化,需要说明的是,所述计数阈值的大小小于当前像素领域内其他像素点的总和,以下将会具体说明。

[0142] 本发明一优选实施方式中,选择八邻域像素进行处理,即,在当前像素的邻域内,选择与当前像素最为接近的8个像素点作为参考像素点。

[0143] 可以理解的是,所述计数阈值越小,抗锯齿能力、边界平滑程度、空洞填补能力越高,但可能会导致原本不是血流的像素点显示为血流;计数阈值越大,抗锯齿能力、边界平滑程度、空洞填补能力越小,有可能达不到预期的边界处理效果,在本发明的优选实施方式中,以选择八邻域像素进行处理为例,所述计数阈值的取值大小可为3。即,分别以每个像素

点为基点,统计当前像素点及其邻域内的8个像素点中疑似血流边界点数量的总和,若疑似血流边界点数量的总和大于3,则判定当前的像素点为血流边界点。

[0144] 进一步的,本发明一实施方式中,图像处理模块200还用于:分别以每个血流边界点为基点,获取每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量;

[0145] 将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量,取加权平均,作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量,并形成新的血流图像。

[0146] 需要说明的是,采用加权平均的方式获得血流边界点对应的新的血流速度和血流能量过程中,可以对当前血流边界点邻域内的像素点赋予相同的加权系数,也可以邻域内其他像素点与当前血流边界点的距离设置权重系数,通常情况下,后一种方式获得的新的血流速度和血流能量的值更加精准,需要说明的是,通常情况下,距离当前的血流边界点越近的像素点,对其设置的权重系数越大,在此不做详细赘述。

[0147] 在本发明的具体实施方式中,对当前血流边界点邻域内像素点的选择,同样可以选择八邻域像素进行处理,在此不做详细赘述。

[0148] 本发明新的血流图像相对于原始的血流图像,对原始的血流图像经过优先权仲裁导致的血流空洞和血流边界锯齿进行了填补,并对血流边界像素进行了平滑,但与此同时,新的血流图像中也可能会产生血流外溢现象。

[0149] 需要说明的,在本发明的具体应用过程中,若不考虑计算量的大小,也可以对未经过优先权处理的血流图像中的像素点同样做步骤S1- S3的处理,该种实施方式,不会影响最终获取超声彩色血流成像边界的结果,在此不做详细赘述。

[0150] 进一步的,本发明一实施方式中,边界处理模块300用于:根据新的血流图像及与之重合的二维组织图像,计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数;

[0151] 根据所述新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数,确定各个像素点为血流像素或组织像素。

[0152] 本发明一具体示例中,边界处理模块300具体用于:配置血流权重系数阈值。

[0153] 所述血流权重系数阈值同样为系统预设的一个常数,其数值大小可以根据需要具体调节。本发明一具体示例中,考虑到外溢的血流通常覆盖在血管壁上,若设定合适的血流权重系数阈值,就可以在不影响正常血流的前提下去除上述步骤导致的血流外溢现象,本发明一优选实施方式中,所述血流权重系数阈值的取值范围为0~0.5之间。

[0154] 进一步的,边界处理模块300还用于:以新的血流图像及与之重合的二维组织图像为基础,获取其各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度;

[0155] 本发明一具体示例中,为了方便描述,将新的血流图像中,各个像素点的加权平均血流能量以Pow\_avg表示,将各个像素点的加权平均组织灰度以Gray\_avg表示。通常情况下,加权平均血流能量和加权平均组织灰度的值均在0~255之间,另外,需要说明的是,各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度同样可以选择八邻域像素进行处理,在此不做详细赘述。

[0156] 进一步的,边界处理模块300还用于:根据各个像素点的加权平均血流能量和加权平均组织灰度计算新的血流图像中每个像素点的血流权重系数。

[0157] 本发明一具体实施方式中,为了方便描述,将新的血流图像中,各个像素点的血流权重系数以Flow\_rate表示;

[0158] 则:每个像素点的血流权重系数

[0159]  $Flow\_rate = Pow\_avg / (Pow\_avg + Gray\_avg)$  (1)

[0160] 通过公式(1)可知:由于血管内的血流能量较大而组织灰度较小,因此该位置对应的像素点的血流权重系数一般介于0.5~1.0之间,由于血管壁及血管外的血流能量较小而组织灰度较大,因此该位置对应的各个像素点的血流权重系数会介于0~0.5之间。

[0161] 当然,在本发明的其他实施方式中,每个像素点的血流权重系数也可以采用下述公式获取,即:

[0162]  $Flow\_rate = Gray\_avg / (Pow\_avg + Gray\_avg)$  (2)

[0163] 通过公式(2)可知:由于血管内的血流能量较大而组织灰度较小,因此该位置对应的像素点的血流权重系数一般介于0~0.5之间,由于血管壁及血管外的血流能量较小而组织灰度较大,因此该位置对应的各个像素点的血流权重系数会介于0.5~1.0之间。

[0164] 进一步的,边界处理模块300还用于:根据每个像素点的血流权重系数与所述血流权重系数阈值的大小关系,确定每个像素点为血流像素或组织像素。

[0165] 为了方便描述,接续上述示例可知:

[0166] 若按照公式(1)获取当前像素点的血流权重系数阈值,则,当前像素点的血流权重系数大于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为血流像素,当前像素点的血流权重系数小于等于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为组织像素。

[0167] 若按照公式(2)获取当前像素点的血流权重系数阈值,则,当前像素点的血流权重系数小于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为血流像素,当前像素点的血流权重系数大于等于所述血流权重系数阈值时,确定当前像素点为组织像素。

[0168] 进一步的,本发明一实施方式中,边界处理模块300还用于:在图像显示界面上,将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示,按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值。

[0169] 本发明一具体实施方式中,边界处理模块300具体用于:

[0170] 在新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示的图像显示界面上,血流图像对应的区域为ROI区域;

[0171] 将所述ROI区域外的像素点以其对应的组织灰度显示;

[0172] 将所述ROI区域内且为血流像素的像素点以其血流速度或血流能量显示;

[0173] 将所述ROI区域内且为组织像素的像素点以其组织灰度显示,

[0174] 在当前的新的血流图像上,显示血流速度或血流能量的血流像素和显示组织灰度的组织像素之间自动形成彩色血流成像边界。

[0175] 综上所述,本发明的超声彩色血流成像边界处理方法及系统,能有效的识别出血流边界并进行优化处理,一方面去除血流边界的锯齿,保持了血流形态和血流边界的连续性,另一方面对血流边界像素点的血流速度和血流能量进行加权平均处理,使得血流速度和血流能量向边界过渡时保持良好的梯度;同时结合血流能量和二维组织图像灰度计算血流权重系数,实现对外溢血流的控制,使得血流形态、边界和血管高度吻合;除此之外,通过合理的阈值设置,该方法还能对优先权仲裁导致的血流空洞进行填补,也能去除血流异常点,最终达到更好的超声彩色血流成像效果,提升了超声诊断图像的质量,提高了超声成像设备临床诊断的方便性和使用效率。

[0176] 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。

[0177] 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。

[0178] 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。

[0179] 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。

[0180] 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,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。

[0181] 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。

[0182] 上文所列出一系列的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。

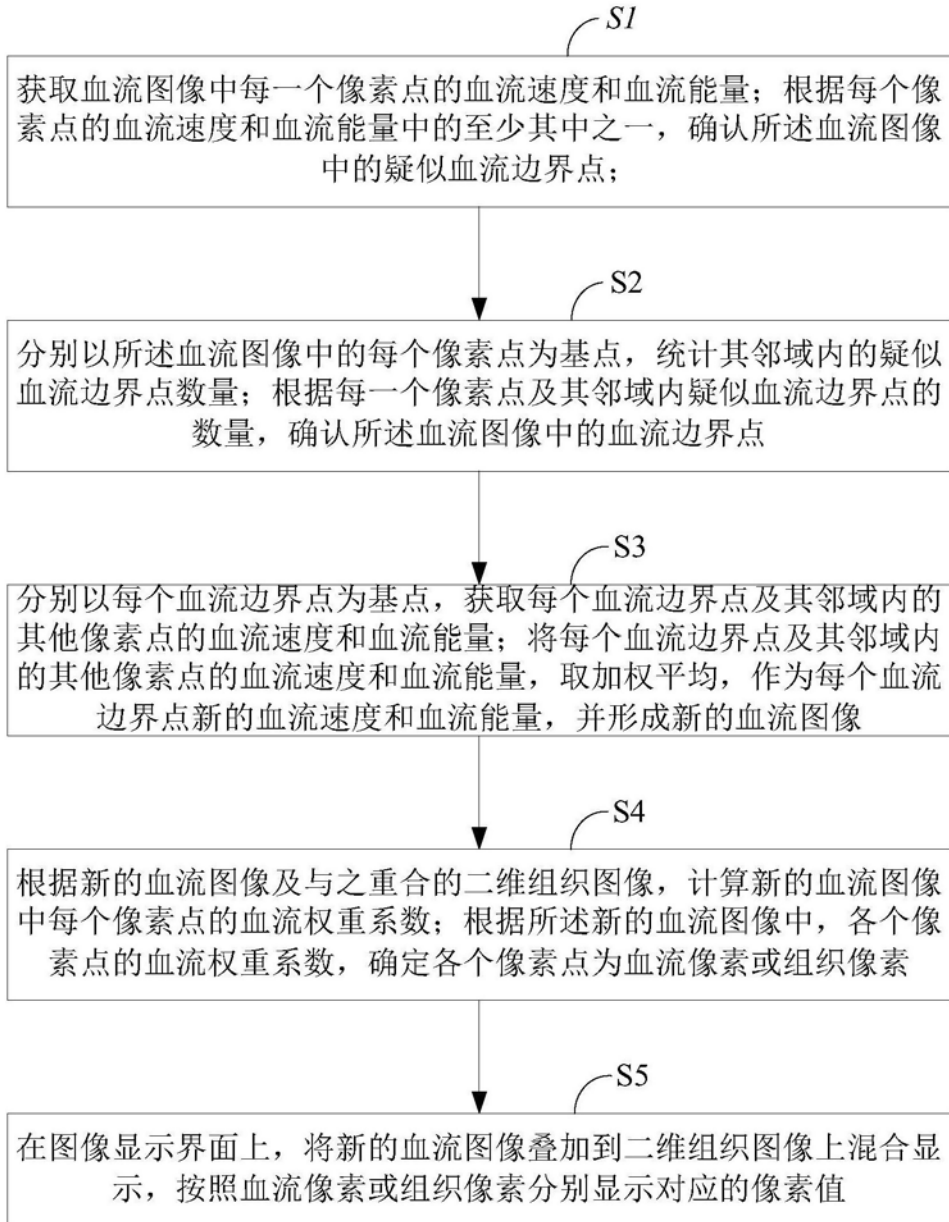


图1



图2

专利名称(译)	超声彩色血流成像边界处理方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105708495B</a>	公开(公告)日	2018-08-17
申请号	CN201610052170.3	申请日	2016-01-26
[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	凌涛 陈惠人		
发明人	凌涛 陈惠人		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5215		
代理人(译)	杨林洁		
其他公开文献	CN105708495A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声彩色血流成像边界处理方法及系统，所述方法包括：根据血流图像上每个像素点的血流速度和血流能量中的至少其中之一，确认疑似血流边界点；根据每个像素点及其邻域内疑似血流边界点的数量，确认血流边界点；将每个血流边界点及其邻域内的其他像素点的血流速度和血流能量，取加权平均，作为每个血流边界点新的血流速度和血流能量，并形成新的血流图像；计算新的血流图像中各个像素点的血流权重系数，确定各个像素点为血流像素或组织像素；在图像显示界面上，将新的血流图像叠加到二维组织图像上混合显示，按照血流像素或组织像素分别显示对应的像素值。本发明能有效的识别出血流边界并进行优化处理。

