



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110893109 A

(43)申请公布日 2020.03.20

(21)申请号 201910996383.5

(22)申请日 2019.10.18

(71)申请人 深圳北芯生命科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市新安街道留芳路6号庭威产业园3栋3楼E区

(72)发明人 贾旋凯 郑欲晓 朱少东 邵小虎 李连波 宋亮

(74)专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所 (特殊普通合伙) 44398

代理人 黄贤炬

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

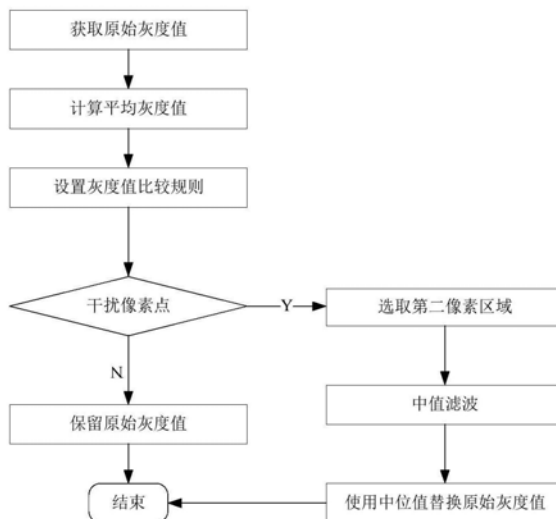
权利要求书1页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

血管内超声系统的图像降噪方法

(57)摘要

本公开描述了一种血管内超声系统的图像降噪方法,其特征在于,利用血管内超声系统获取来自于血管内的超声图像;获取超声图像中各个像素点的原始灰度值;选取包括该像素点的第一像素区域,计算第一像素区域的各个像素点的原始灰度值的平均值作为第一像素区域的平均灰度值;比较各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域的平均灰度值获得比较结果,并根据比较结果标记出干扰像素点;选取包括该干扰像素点的第二像素区域,计算第二像素区域中各个像素点的原始灰度值的中位值,并使用该中位值替换该干扰像素点的原始灰度值。根据本公开,能够优化降噪处理过程并有效提高超声图像的图像质量。



1. 一种血管内超声系统的图像降噪方法,其特征在于,  
利用所述血管内超声系统的超声探头在旋转的情况下沿着旋转方向和血管的长度方向运动来获取来自于血管内的超声图像;

在所述超声图像中遍历各个像素点,并获取各个像素点的原始灰度值;

选取包括该像素点的第一像素区域,计算所述第一像素区域的各个像素点的原始灰度值的平均值作为所述第一像素区域的平均灰度值;

比较所述各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的所述第一像素区域的平均灰度值获得比较结果,并根据所述比较结果标记出干扰像素点;并且

在所述超声图像中遍历各个干扰像素点,并选取包括该干扰像素点的第二像素区域,计算所述第二像素区域中各个像素点的原始灰度值的中位值,并使用该中位值替换该干扰像素点的原始灰度值,

其中,所述第二像素区域包括含有该干扰像素点且沿着旋转方向的规定像素行、以及含有该干扰像素点且沿着血管的径向方向的规定像素列。

2. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

通过计算所述各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的所述第一像素区域的平均灰度值的比值,来获得所述各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的所述第一像素区域的平均灰度值的所述比较结果。

3. 根据权利要求2所述的图像降噪方法,其特征在于:

当所述比值大于第一预定阈值或小于第二预定阈值时,将该像素点标记为所述干扰像素点,其中,所述第一预定阈值大于所述第二预定阈值。

4. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

在选取包括该像素点的第一像素区域时,以该像素点作为所述第一像素区域的中心点。

5. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

所述规定像素行的像素点的数量为3至9。

6. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

所述第一像素区域与所述第二像素区域相同。

7. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

当所述超声图像的像素点靠近边缘且无法选择所述第一像素区域时,以该边缘为对称轴进行镜像处理以选取所述第一像素区域。

8. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

当所述超声图像的干扰像素点靠近边缘且无法选择所述第二像素区域时,以该边缘为对称轴进行镜像处理以选取所述第二像素区域。

9. 根据权利要求1所述的图像降噪方法,其特征在于:

在所述第二像素区域中,所述干扰像素点位于所述规定像素行的中央。

10. 一种血管内超声系统,其特征在于:

使用权利要求1至9中任一项所述的图像降噪方法。

## 血管内超声系统的图像降噪方法

### 技术领域

[0001] 本公开大体涉及血管内超声系统领域,具体涉及一种血管内超声系统的图像降噪方法。

### 背景技术

[0002] 血管内超声 (Intravascular ultrasound, IVUS) 系统通过超声探头采集患者血管内待检区域的超声图像,从而辅助医生对待检区域是否存在病变以及存在何种病变进行诊断和治疗。具体而言,血管内超声系统具有可以发射超声声束的超声探头,通过使用超声探头例如在人体血管内发射超声声束以获取用于显示人体血管的组织结构和几何形态的超声图像。

[0003] 血管内超声系统在工作过程中,容易受到手术室内其它设备例如呼吸机等的强电磁脉冲干扰,从而导致在超声图像上产生噪声,影响医生阅图诊断。为减少这类噪声对诊断的不利影响,需要对超声图像进行降噪处理以提高其图像质量。在现有技术中,通常是选取待处理图像和若干张与待处理图像相邻的图像,并基于该相邻的图像对待处理图像中的各个像素点进行中值滤波来进行降噪处理。

[0004] 然而,上述现有技术对待处理图像的处理过程需要以多张图像作为处理对象,增加了系统的复杂性;并且采用了无差别的中值滤波方式,该滤波方式难以有效地对待处理图像中受到干扰的像素点进行降噪处理,从而不能有效地提高超声图像的图像质量。

### 发明内容

[0005] 本公开是有鉴于上述现有技术的状况而提出的,其目的在于提供一种能够优化降噪处理过程并且有效地对超声图像中的干扰像素点进行降噪的血管内超声系统的图像降噪方法。

[0006] 为此,本公开第一方面提供了一种血管内超声系统的图像降噪方法,其特征在于,利用血管内超声系统的超声探头在旋转的情况下沿着旋转方向和血管的长度方向运动来获取来自于血管内的超声图像;在所述超声图像中遍历各个像素点,并获取各个像素点的原始灰度值;选取包括该像素点的第一像素区域,计算所述第一像素区域的各个像素点的原始灰度值的平均值作为所述第一像素区域的平均灰度值;比较所述各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的所述第一像素区域的平均灰度值得比较结果,并根据所述比较结果标记出干扰像素点;并且在所述超声图像中遍历各个干扰像素点,并选取包括该干扰像素点的第二像素区域,计算所述第二像素区域中各个像素点的原始灰度值的中位值,并使用该中位值替换该干扰像素点的原始灰度值,其中,所述第二像素区域包括含有该干扰像素点且沿着旋转方向的规定像素行、以及含有该干扰像素点且沿着血管的径向方向的规定像素列。

[0007] 在本公开的第一方面中,通过比较超声图像中各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域的平均灰度值,能够准确地识别出超声图像中的干扰像素点,并且

能够有针对性地对所识别的干扰像素点进行中值滤波处理以降低因干扰而造成的噪声,从而能够优化降噪处理并且有效地对超声图像中的干扰像素点进行降噪。

[0008] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,通过计算所述各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的所述第一像素区域的平均灰度值的比值,来获得所述各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的所述第一像素区域的平均灰度值的比较结果。由此,能够准确地识别超声图像中的干扰像素点。

[0009] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,当所述比值大于第一预定阈值或小于第二预定阈值时,将该像素点标记为所述干扰像素点,其中,所述第一预定阈值大于所述第二预定阈值。在这种情况下,通过将上述比值设定在预定区间,从而能够更方便地识别超声图像中的干扰像素点。

[0010] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,在选取包括该像素点的第一像素区域时,以该像素点作为所述第一像素区域的中心点。由此,能够使得该像素点与包括该像素点的第一像素区域的平均灰度值之间具有更强的相关性。

[0011] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,所述规定像素行的像素点的数量为3至9。在这种情况下,通过考虑超声图像在旋转方向上受到干扰的像素点来选取合适的像素行,从而能够更有效地降低超声图像在旋转方向上噪声。

[0012] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,所述第一像素区域与所述第二像素区域相同。在这种情况下,各个干扰像素点的平均灰度值和中值滤波基于相同的像素区域,从而能够更有效地对图像进行降噪处理。

[0013] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,当所述超声图像的像素点靠近边缘且无法选择所述第一像素区域时,以该边缘为对称轴进行镜像处理以选取所述第一像素区域。在这种情况下,通过考虑目标像素点和镜像像素点,从而能够在像素点靠近边缘时选取合适的第一像素区域。

[0014] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,当所述超声图像的干扰像素点靠近边缘且无法选择所述第二像素区域时,以该边缘为对称轴进行镜像处理以选取所述第二像素区域。在这种情况下,通过考虑目标像素点和镜像像素点,从而能够在干扰像素点靠近边缘时选取合适的第二像素区域。

[0015] 在本公开第一方面所涉及的图像降噪方法中,可选地,在所述第二像素区域中,所述干扰像素点位于所述规定像素行的中央。由此,能够更准确地对各个干扰像素点进行中值滤波,从而能够更有效地对图像进行降噪处理。

[0016] 本公开第二方面提供一种血管内超声系统,其特征在于,使用本公开第一方面提供的图像降噪方法对血管内超声采集的超声图像进行降噪处理。

[0017] 根据本公开,能够准确地识别出超声图像中的干扰像素点,并且能够有针对性地对所识别的干扰像素点进行中值滤波处理以降低因干扰而造成的噪声,从而能够优化降噪处理过程并且有效地对超声图像中的干扰像素点进行降噪。

## 附图说明

[0018] 现在将仅通过参考附图的例子进一步详细地解释本公开,其中:

[0019] 图1是示出了本公开示例所涉及的血管内超声系统的应用场景示意图。

- [0020] 图2是示出了本公开示例所涉及的超声探头在血管内发射超声声束的示意图。
- [0021] 图3是示出了本公开示例所涉及的血管内超声系统1的框图示意图。
- [0022] 图4(a)是示出了本公开示例所涉及的超声图像的实时图示例,图4(b)是示出了图4(a)所示的实时图示例的展开图。
- [0023] 图5(a)是示出了图4(a)所示的实时图示例的像素点示意图,图5(b)是示出了图4(b)所示的展开图的像素点示意图。
- [0024] 图6是示出了本公开示例所涉及的图像降噪方法的流程图。
- [0025] 图7是示出了本公开示例所涉及的第一像素区域的例子的示意图。
- [0026] 图8是示出了本公开示例所涉及的超声图像进行镜像处理以选取第一像素区域的示意图。
- [0027] 图9是示出了本公开示例所涉及的第二像素区域的例子的示意图。
- [0028] 图10是示出了本公开示例所涉及的超声图像进行镜像处理以选取第二像素区域的示意图。
- [0029] 附图标记说明:
- [0030] 1...血管内超声系统,10...超声探头,20...合成模块,30...降噪模块,40...显示模块,2...血管,P1...第一像素区域,P2...第二像素区域。

### 具体实施方式

[0031] 以下,参考附图,详细地说明本公开的优选实施方式。在下面的说明中,对于相同的部件赋予相同的符号,省略重复的说明。另外,附图只是示意性的图,部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

[0032] 需要说明的是,本公开中的术语“包括”和“具有”以及它们的任何变形,例如所包括或所具有的一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元,而是可以包括或具有没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0033] 另外,在本公开的下面描述中涉及的小标题等并不是为了限制本公开的内容或范围,其仅仅是作为阅读的提示作用。这样的小标题既不能理解为用于分割文章的内容,也不应将小标题下的内容仅仅限制在小标题的范围内。

[0034] 本公开涉及一种能够优化降噪处理并且有效地对超声图像中的干扰像素点进行降噪的血管内超声系统的图像降噪方法。血管内超声系统可以简称为IVUS系统,血管内超声系统的图像降噪方法可以简称为图像降噪方法。以下结合附图对图像降噪方法进行详细说明。

[0035] 图1是示出了本公开示例所涉及的血管内超声系统1的应用场景示意图。图2是示出了本公开示例所涉及的超声探头10在血管2内发射超声声束的示意图。图3是示出了本公开示例所涉及的血管内超声系统1的框图示意图。

[0036] 在本实施方式中,如图1、图2和图3所示,血管内超声系统1可以包括超声探头10、合成模块20、降噪模块30和显示模块40。超声探头10可以在血管2内同时或分时进行旋转和/或沿着血管2的长度方向进行平移,例如沿着如图2所示的旋转方向R进行旋转、沿着如图2所示的长度方向L进行平移。并且,超声探头10在进行旋转或平移时可以在血管2内发射

超声声束并可以接收该超声声束在血管2内的反射波,例如超声声束在血管2内传播至管壁时的反射波。接着,合成模块20可以基于该反射波转换所形成的电信号生成用于显示血管2的组织结构和几何形态的超声图像。然后,降噪模块30可以使用本公开所涉及的图像降噪方法对该超声图像进行降噪处理,以降低例如因呼吸机所产生的脉冲干扰而造成的噪声从而有效地提高超声图像的图像质量。最后,显示模块40可以用于方便地显示该超声图像。

[0037] 另外,在本实施方式中,超声探头10可以将电信号转换为声信号,也可以将声信号转换为电信号。具体而言,超声探头10可以将血管内超声系统1的电信号转换为声信号,从而在血管2内发射超声声束。超声探头10还可以接收该超声声束在血管2内的反射波,并将该反射波转换为电信号,血管内超声系统1可以进一步处理该电信号从而生成上述超声图像。

[0038] 另外,在一些示例中,超声探头10发射的超声声束的中心频率可以为20MHz至60MHz。在一些示例中,优选地,超声探头10发射的超声声束的中心频率可以为40MHz至60MHz。由此,能够在血管2内高质量地获取超声图像。

[0039] 图4(a)是示出了本公开示例所涉及的超声图像的实时图示例,图4(b)是示出了图4(a)所示的实时图示例的展开图。

[0040] 在一些示例中,如图4(a)所示,超声探头10在血管2内所获取的超声图像的实时图例如显示模块40所显示的实时图可以是血管2的截面图,如图所示R方向即为超声探头10在血管2内进行旋转的旋转方向,如图所示D方向即为血管2的径向方向,该截面图包括血管2的管壁和管腔的截面(断面)信息。通过该截面图,医生等能够方便地获知血管2的断面形态和血流图形等信息。另外,在一些示例中,为了便于对图4(a)所示的截面图进行例如降噪处理,图4(a)所示的截面图可以展开以得到图4(b)所示的展开图。

[0041] 图5(a)是示出了图4(a)所示的实时图示例的像素点示意图,图5(b)是示出了图4(b)所示的展开图的像素点示意图。

[0042] 在一些示例中,如图5(a)所示,超声探头10在血管2内所获取的超声图像可以具有沿着超声探头10的旋转方向的像素行,例如沿着如图5(a)所示的旋转方向R而形成像素点B1、像素点B2和像素点B3。另外,上述超声图像还可以具有沿着血管2的径向方向的像素列,例如沿着如图5(a)所示的径向方向D而形成像素点B3、像素点B4和像素点B5,其中,血管2的径向方向是指沿着血管2管壁的一侧穿刺至相对的另一侧的方向。另外,在一些示例中,图5(a)所示的像素点示意图可以展开以得到如图5(b)所示的像素点示意图,从而便于对图4(a)所示的截面图进行例如降噪处理。

[0043] 图6是示出了本公开示例所涉及的图像降噪方法的流程图。图7是示出了本公开示例所涉及的第一像素区域P1的例子的示意图。图8是示出了本公开示例所涉及的超声图像进行镜像处理以选取第一像素区域P1的示意图。图9是示出了本公开示例所涉及的第二像素区域P2的例子的示意图。图10是示出了本公开示例所涉及的超声图像进行镜像处理以选取第二像素区域P2的示意图。

[0044] 如图6所示,本实施方式所涉及的图像降噪方法可以包括以下步骤:遍历超声图像中的各个像素点,并获取各个像素点的原始灰度值(步骤S100);选定任一像素点,选取包括该像素点的第一像素区域P1,计算第一像素区域P1的各个像素点的原始灰度值的平均值作为第一像素区域P1的平均灰度值(步骤S200);比较各个像素点的原始灰度值与包括该像素

点的第一像素区域P1的平均灰度值以获得比较结果(步骤S300);根据比较结果标记出超声图像中的干扰像素点(步骤S400);在超声图像中遍历各个干扰像素点,并选取包括该干扰像素点的第二像素区域P2,计算第二像素区域P2中各个像素点的原始灰度值的中位值(步骤S500);使用该中位值替换该干扰像素点的原始灰度值(步骤S600),在步骤S500中,第二像素区域P2可以包括含有该干扰像素点且沿着旋转方向的规定像素行、以及含有该干扰像素点且沿着血管的径向方向的规定像素列。

[0045] 在本实施方式中,通过比较超声图像中各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值,能够准确地识别出超声图像中的干扰像素点,并且能够有针对性地对所识别的干扰像素点进行中值滤波处理以降低因脉冲干扰而产生的噪声,从而能够优化降噪处理过程并且有效地对超声图像中的干扰像素点进行降噪。通过本实施方式的图像降噪方法对超声图像进行降噪处理,能够有效地提高超声图像的质量,从而有助于医生等对患者做出更准确的诊断。

[0046] 在一些示例中,血管内超声系统1可以使用上述图像降噪方法,即通过上述步骤S100至步骤S600,以实现超声图像的降噪处理。

[0047] (步骤S100)

[0048] 在本实施方式中,如上所述,在步骤S100中,可以遍历超声图像中各个像素点,并获取各个像素点的原始灰度值。

[0049] 在本实施方式中,超声图像通常是灰度图像。灰度图像是指图像中各个像素点的R、G、B三个通道的亮度级别相等,例如RGB(100,100,100),数值“100”即为该像素点的灰度值。另外,在本实施方式中,原始灰度值是指超声图像未经任何滤波处理时其像素点的灰度值。

[0050] 在一些示例中,遍历超声图像中各个像素点时可以沿着旋转方向上的像素行逐行进行浏览,也可以沿着径向方向上的像素列逐列进行浏览。在这种情况下,通过规律地浏览,能够有效降低遗漏超声图像中像素点的可能性。

[0051] 另外,在一些示例中,在获取各个像素点的原始灰度值之前可以预先获取超声图像中所包含的像素点的数量。在这种情况下,通过对比像素点的数量与所获取的原始灰度值的数量,能够简单方便地预判在获取原始灰度值时是否对超声图像中的像素点有所遗漏。

[0052] 另外,在一些示例中,在获取各个像素点的原始灰度值之后可以将该原始灰度值记录在其对应的像素点上。由此,能够方便地读取各个像素点的原始灰度值。

[0053] 接着,在记录超声图像中各个像素点的原始灰度值后,执行步骤S200。

[0054] (步骤S200)

[0055] 在本实施方式中,如上所述,在步骤S200中,可以选定任一像素点,并选取包括该像素点的第一像素区域P1,计算第一像素区域P1的各个像素点的原始灰度值的平均值作为第一像素区域P1的平均灰度值。

[0056] 在本实施方式中,如图7所示,在超声图像中选定任一像素点700,选取包括该像素点的第一像素区域P1。计算第一像素区域P1中各个像素点的原始灰度值的平均值,也即,计算像素点700、像素点701、像素点702、像素点703、像素点704、像素点705、像素点706、像素点707、像素点708的原始灰度值的平均值,使用该平均值作为第一像素区域P1的平均灰度

值。

[0057] 在一些示例中,第一像素区域P1可以是如图7所示的第一像素区域P1,即 $3 \times 3$ 像素点矩阵。但本实施方式的示例并不限于此,还可以使用其他方式选取第一像素区域P1,例如 $3 \times 5$ 像素点矩阵、 $5 \times 5$ 像素点矩阵、 $7 \times 7$ 像素点矩阵等。

[0058] 另外,在一些示例中,优选地,如图7所示,在选取包括选定的像素点的第一像素区域P1时,该像素点可以是第一像素区域P1的中心点。在这种情况下,能够使得选定的像素点与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间具有更强的相关性,从而能够更准确地标记出超声图像中的干扰像素点。

[0059] 具体而言,在本公开所涉及的图像降噪方法中,比较选定的像素点的原始灰度值和包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值,若二者之间的相对偏差较大,则可以认定该像素点受到脉冲干扰的影响较大。基于这个理论,选定的像素点与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的相关性越强,则对干扰像素点的标记就越准确。由此,在本实施方式中,优选地,在选取包括选定的像素点的第一像素区域P1时,以该像素点作为第一像素区域P1的中心点。

[0060] 另外,在一些示例中,如图8所示,当选定的像素点800靠近超声图像的边缘且无法选择第一像素区域P1时,可以以该边缘为对称轴进行镜像处理以选取第一像素区域P1。在这种情况下,通过考虑选定的像素点和镜像像素点,从而能够在像素点靠近超声图像的边缘时选取合适的第一像素区域P1(参见图8)。

[0061] 以下,结合图8对当像素点靠近超声图像的边缘时对第一像素区域P1的选取方式进行详细说明:

[0062] 在一些示例中,如图8所示,当选定的像素点800靠近超声图像的边缘时,若以 $3 \times 3$ 像素点矩阵的方式选取第一像素区域P1,由于像素点800周围的像素区域不足以构成 $3 \times 3$ 像素点矩阵,则会导致无法选取第一像素区域P1。在这种情况下,通过镜像处理以合理扩大像素点800周围的像素区域,例如以如图8所示的A-A'为对称轴进行镜像处理后,有效且合理地扩大了像素点800周围的像素区域,像素点800的镜像像素点为800c。由此,能够选取合适的第一像素区域P1。但本实施方式的示例并不限于此,在另一些示例中,当选定的像素点靠近超声图像边缘时,还可以基于与该超声图像边缘相邻的超声图像以选取第一像素区域P1。

[0063] 接着,在基于各个像素点选取合适的第一像素区域P1并计算第一像素区域P1的平均灰度值后,执行步骤S300。

[0064] (步骤S300)

[0065] 在本实施方式中,如上所述,在步骤S300中,可以比较各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值以获得比较结果。

[0066] 如上所述,在本实施方式所涉及的图像降噪方法中,比较选定的像素点的原始灰度值和包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值,若选定的像素点的原始灰度值和包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的相对偏差较大,则可以认定该像素点受到脉冲干扰的影响较大。

[0067] 在一些示例中,可以通过计算各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值的比值,来获得各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像

素区域P1的平均灰度值的比较结果。由此,能够方便地计算各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的相对偏差。

[0068] 另外,在一些示例中,可以通过计算各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值的差值,来比较各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值,并获得比较结果。由此,能够方便地计算选定的像素点的原始灰度值和包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的绝对偏差。

[0069] 另外,在本实施方式中,优选地,以各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值的比值作为比较结果。

[0070] 接着,在获得选定的像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域P1的平均灰度值的比较结果后,执行步骤S400。

[0071] (步骤S400)

[0072] 在本实施方式中,如上所述,在步骤S400中,可以根据比较结果标记出超声图像中的干扰像素点。

[0073] 在一些示例中,当用于表示比较结果的比值大于第一预定阈值或小于第二预定阈值时,将该像素点标记为干扰像素点,其中,第一预定阈值大于第二预定阈值。在这种情况下,通过将上述比值设定在预定区间,从而能够更方便地识别超声图像中的干扰像素点。

[0074] 换言之,当选定的像素点的原始灰度值相较于包括该像素点的第一像素区域的平均灰度值的偏差较大时,即上述比值大于第一预定阈值或小于第二预定阈值时,可以认定该像素点受到脉冲干扰的影响较大,从而可以将该像素点标记为干扰像素点。

[0075] 在一些示例中,干扰像素点通常是由于布置在手术室内的各种设备(例如呼吸机、显示器等)产生脉冲干扰而引起的噪声,这种噪声的特点常常是非持续性的,其频率与超声工作频率量级接近,在超声图像上经常表现为椒盐噪声(脉冲噪声)。而且这样的脉冲噪声容易在超声探头10的旋转方向上持续3-5个像素点,在血管2的径向方向持续若干个像素点,对灰度影响比较大。出于脉冲噪声对超声图像的灰度影响的考虑,在一些示例中,上述第一预定阈值可以为1.3,上述第二预定阈值可以为0.7。出于脉冲噪声选择性的考虑,例如考虑到对不同程度的脉冲噪声进行处理,优选地,上述第一预定阈值可以为1.1,上述第二预定阈值可以为0.9。在这种情况下,通过设定合理的预定区间,即具体的偏差范围,从而能够更准确地识别超声图像中的干扰像素点。

[0076] 接着,在标记出超声图像中的干扰像素点后,执行步骤S500。

[0077] (步骤S500)

[0078] 在本实施方式中,步骤S500可以包括在超声图像中遍历各个干扰像素点,并选取包括该干扰像素点的第二像素区域P2,计算第二像素区域P2中各个像素点的原始灰度值的中位值。

[0079] 另外,在本实施方式中,第二像素区域P2可以包括含有该干扰像素点且沿着旋转方向的规定像素行、以及含有该干扰像素点且沿着血管的径向方向的规定像素列。

[0080] 另外,在本实施方式中,如图9所示,在超声图像中选定任一干扰像素点900,选取包括该干扰像素点的第二像素区域P2。计算第二像素区域P2中各个像素点的原始灰度值的中位值。也即,将像素点900、像素点901、像素点902、像素点903、像素点904的原始灰度值按大小排序,选取位于中间的值,即中位值。

[0081] 在一些示例中,如图9所示,第二像素区域P2可以是包括选定的干扰像素点的一个像素行。优选地,在第二像素区域P2中,选定的干扰像素点可以位于该像素行的中央。由此,能够更准确地对各个干扰像素点进行中值滤波,从而能够更有效地对超声图像进行降噪处理。

[0082] 另外,在一些示例中,规定像素行的像素点的数量可以为3至9。在这种情况下,通过考虑超声图像在旋转方向上受噪声干扰影响的像素来选取合理数量的像素点,从而能够更有效地降低旋转方向上所形成的超声图像的噪声。

[0083] 在临床实践中,通常情况下,超声图像因脉冲干扰而产生的噪声在旋转方向上可以持续3-5个像素点、在径向方向上可以持续若干个像素点。在这种情况下,通过本示例所描述的方式选取第二像素区域P2,能够有效地选取包括多个未受到干扰或受到干扰较小的像素点,从而能够使得计算所得的中位值更接近于未受到干扰或受到干扰较小的像素点的原始灰度值。

[0084] 在一些示例中,第二像素区域P2可以与第一像素区域P1相同。在这种情况下,各个干扰像素点的平均灰度值和中值滤波基于相同的像素区域,从而能够更有效地对超声图像进行降噪处理。

[0085] 另外,在一些示例中,对第二像素区域P2的选取可以进行多次操作,并以最后一次选取的第二像素区域P2为准。具体而言,第一次选取第二像素区域P2后,比较第一次选取的第二像素区域P2中干扰像素点的数量以及非干扰像素点的数量。若干扰像素点的数量大于或等于非干扰像素点的数量,则对第二像素区域P2进行第二次选取,例如,以沿着旋转方向将左右两端同步延长的方式适当扩大规定像素行中像素点的数量。比较第二次选取的第二像素区域P2中干扰像素点的数量和非干扰像素点的数量。以此类推,直至最后一次选取的第二像素区域P2中干扰像素点的数量小于非干扰像素点的数量。将上述最后一次选取的第二像素区域P2作为步骤S500中待处理的像素区域。

[0086] 在一些示例中,如步骤S200中有关选取第一像素区域P1时描述的那样,如图10所示,当选定的干扰像素点1000靠近超声图像的边缘且无法选择第二像素区域P2时,可以以该边缘为对称轴进行镜像处理以选取第二像素区域P2。在这种情况下,通过考虑选定的干扰像素点和镜像像素点,从而能够在像素点靠近超声图像的边缘时选取合适的第二像素区域P2。

[0087] 以下,结合图10对当像素点靠近超声图像的边缘时对第二像素区域P2的选取方式进行详细说明:

[0088] 具体而言,如图10所示,当选定的干扰像素点1000靠近超声图像的边缘时,若以包括5个像素点的规定像素行的方式选取第二像素区域P2,由于像素点1000周围的像素区域不足以构成包括5个像素点的规定像素行,则会导致无法选取第二像素区域P2。在这种情况下,通过镜像处理以合理扩大像素点1000周围的像素区域,例如以如图10所示的B-B'为对称轴进行镜像处理后,有效且合理地扩大了像素点1000周围的像素区域,像素点1000的镜像像素点为1000c。由此,能够选取合适的第二像素区域P2。但本实施方式的示例并不限于此,在另一些示例中,当选定的像素点靠近超声图像边缘时,还可以基于与该超声图像边缘相邻的超声图像以选取第一像素区域P2。

[0089] 基于各个干扰像素点选取合适的第二像素区域P2并计算第二像素区域P2中各个

像素点的原始灰度值的中位值后,执行步骤S600。

[0090] (步骤S600)

[0091] 在本实施方式中,步骤S600可以包括使用步骤S500计算所得的中位值替换该干扰像素点的原始灰度值。

[0092] 在本实施方式中,通过选取包括选定的干扰像素点的合适的第二像素区域P2,计算第二像素区域P2中各个像素点的原始灰度值的中位值,并使用该中位值替代该干扰像素点的原始灰度值。由此,能够有效降低干扰像素点因脉冲干扰而产生的噪声。

[0093] 具体而言,由于第二像素区域P2中的干扰像素点相较于第二像素区域P2中的其它像素点尤其是未受到干扰或受到干扰较小的像素点,该干扰像素点的原始灰度值存在较大偏差。由此,当将第二像素区域P2的各个像素点的原始灰度值按大小排序时,干扰像素点的原始灰度值不容易出现在中间位置。处于中间位置的原始灰度值属于某个未受到干扰或者受到干扰较小的像素点,相较于干扰像素点而言,其更适用于表示超声图像中的有效图像信息。

[0094] 在本实施方式中,步骤S600结束后,本公开所涉及的图像降噪方法即完成对超声图像的降噪处理。

[0095] 另外,在本实施方式中,对超声图像的降噪处理不限于上述步骤S100至步骤S600。在一些示例中,在步骤S400和步骤S500之间还可以包括步骤S410。步骤S410可以包括获取超声图像中干扰像素点的数量,并比较超声图像中像素点的数量与干扰像素点的数量,若超声图像中干扰像素点的数量在超声图像中像素点的数量中占有较高的比重,即干扰比重较高,则弃用该帧超声图像。

[0096] 具体而言,通常情况下,超声图像中干扰像素点不能准确地表示血管2内的实际信息。在这种情况下,若超声图像中干扰像素点较多,则该超声图像所表示的信息与血管2的实际信息存在较大出入,医生等不能很好地基于该超声图像对患者做出诊断治疗。

[0097] 另外,在一些示例中,若超声图像的干扰比重达到50%及以上,则弃用该帧超声图像。在另一些示例中,考虑到诊断的严谨性,若超声图像的干扰比重达到30%及以上,则弃用该帧超声图像。

[0098] 另外,在一些示例中,在步骤S500和步骤S600之间还可以包括步骤S510。步骤S510包括选定任一干扰像素点,分别计算该干扰像素点的原始灰度值、以及包括该干扰像素点的第二像素区域P2的中位值与包括该干扰像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的相对偏差。若二者中包括该干扰像素点的第二像素区域P2的中位值与包括该干扰像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的相对偏差更大,则使用包括该干扰像素点的第一像素区域P1的平均灰度值替换该干扰像素点的原始灰度值。

[0099] 具体而言,当包括该干扰像素点的第二像素区域P2的中位值与包括该干扰像素点的第一像素区域P1的平均灰度值之间的相对偏差更大时,则该中位值不适用于表示超声图像中的有效图像信息。

[0100] 另外,在本实施方式中,在步骤S100至步骤S600中,使用本公开所涉及的图像降噪方法对超声图像进行降噪处理时,仅需以一幅超声图像作为处理对象。在这种情况下,血管内超声系统1中用于降噪处理的降噪模块30,即使不设置缓存装置也能够完成对超声图像的降噪处理。由此,能够有效优化血管内超声系统1的系统结构。

[0101] 另外,在本实施方式中,使用本公开所涉及的图像降噪方法对超声图像进行降噪处理时,仅对超声图像中的干扰像素点进行降噪处理。由此,能够优化降噪处理。

[0102] 根据本公开,能够准确地识别出超声图像中的干扰像素点,并且能够有针对性地对所识别的干扰像素点进行中值滤波处理以降低因干扰而造成的噪声,从而能够优化降噪处理并且有效地对超声图像中的干扰像素点进行降噪。

[0103] 虽然以上结合附图和示例对本公开进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不得以任何形式限制本公开。本领域技术人员在不偏离本公开的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本公开进行变形和变化,这些变形和变化均落入本公开的范围内。

[0104] 以上在具体实施方式中描述了本公开的各种示例。尽管这些描述直接描述了上述示例,但是应该理解的是,本领域技术人员可以想到对这里示出和描述的特定示例的修改和/或变形。落入本说明书范围内的任何这样的修改和/或变形也包括在其中。除非特别指出,否则发明人的意图是说明书和权利要求书中的词语和短语被赋予普通技术人员的普通和习惯的含义。

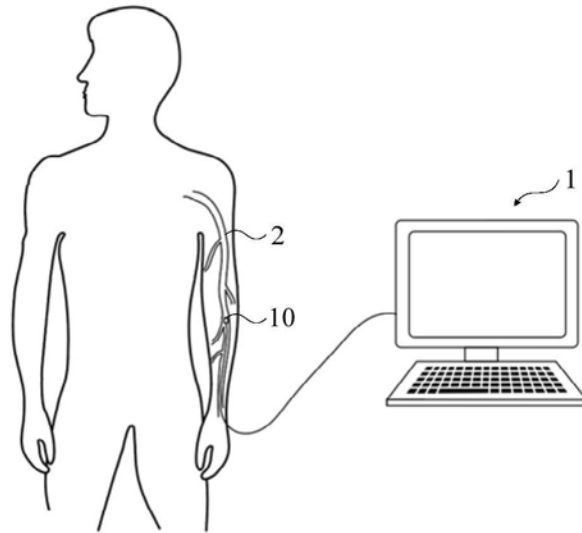


图1

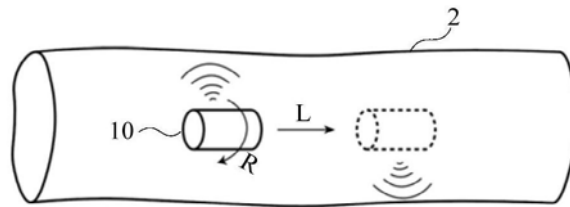


图2

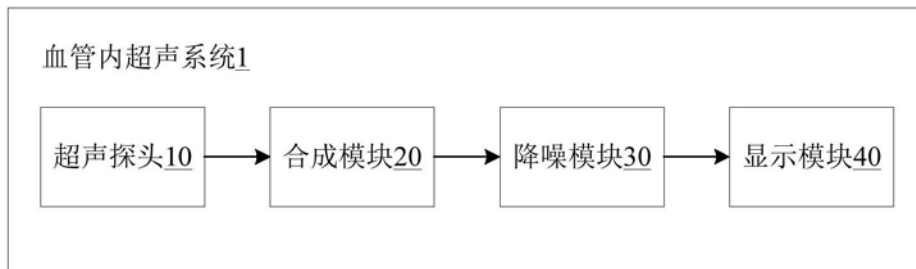


图3

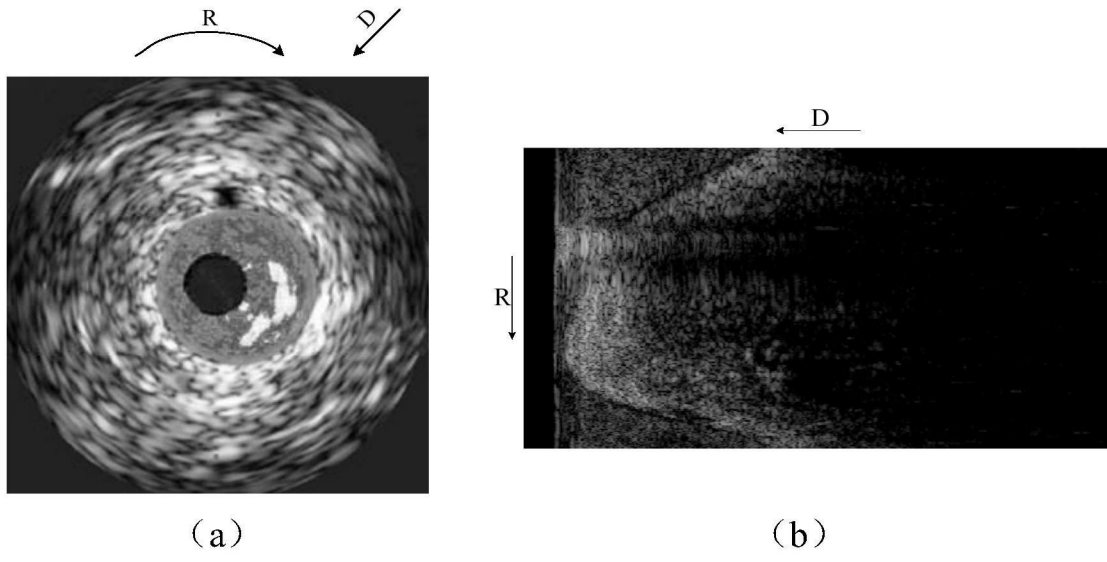


图4

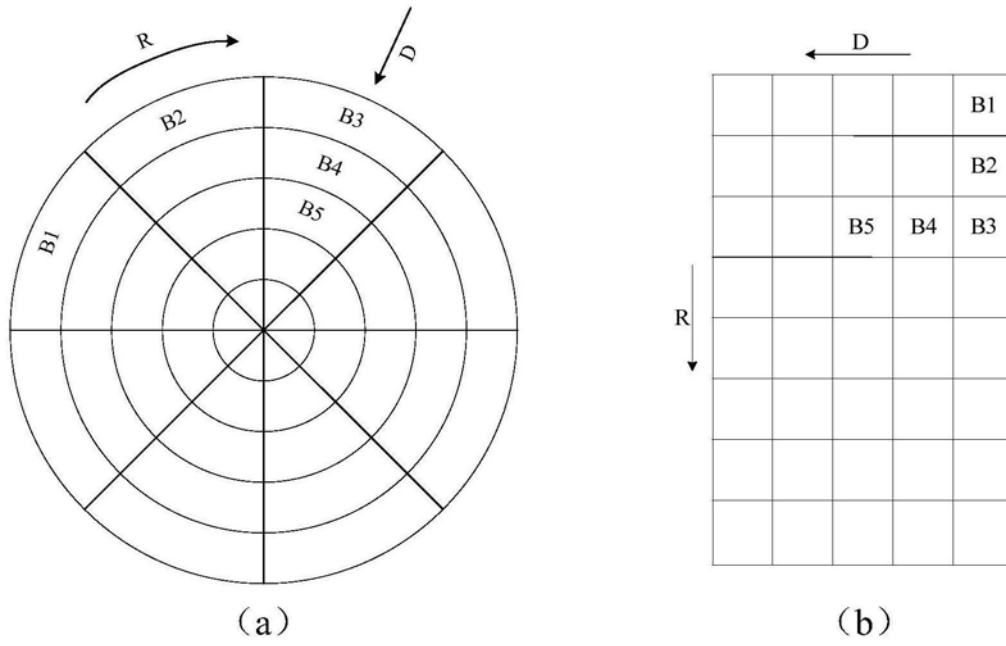


图5

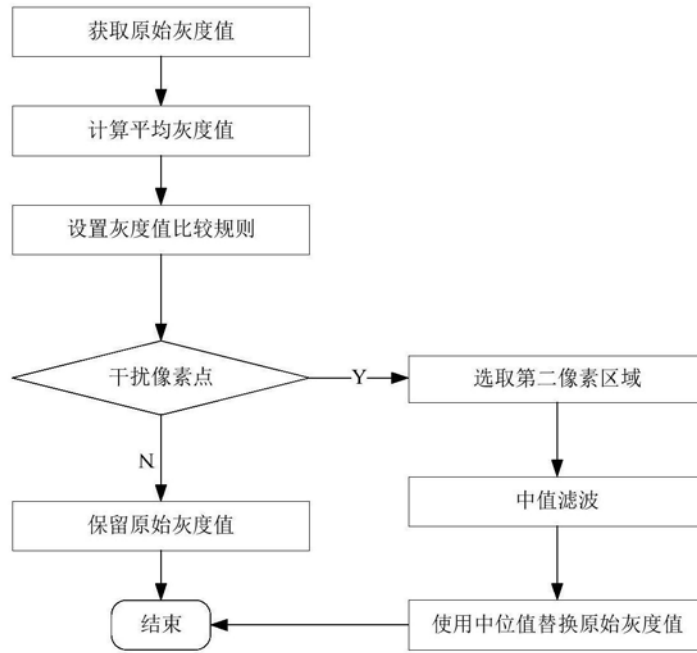


图6

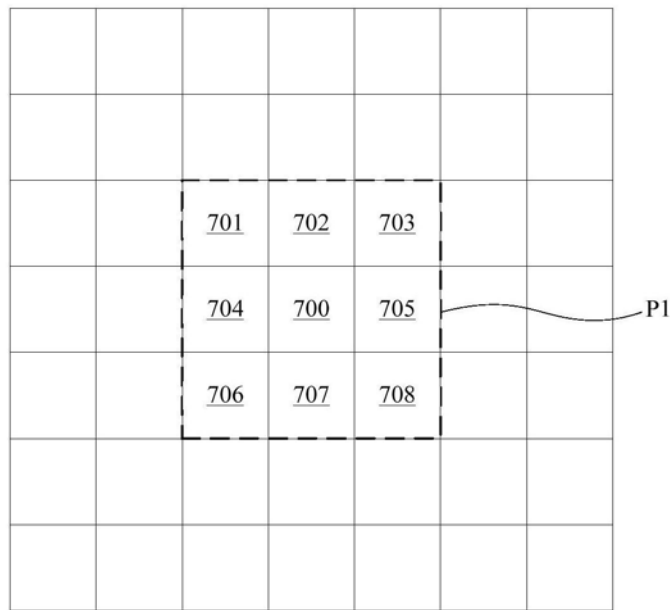


图7

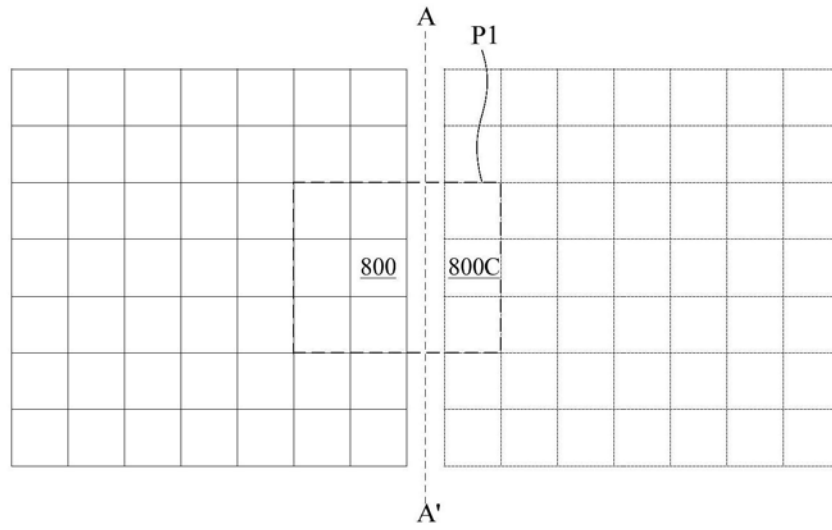


图8

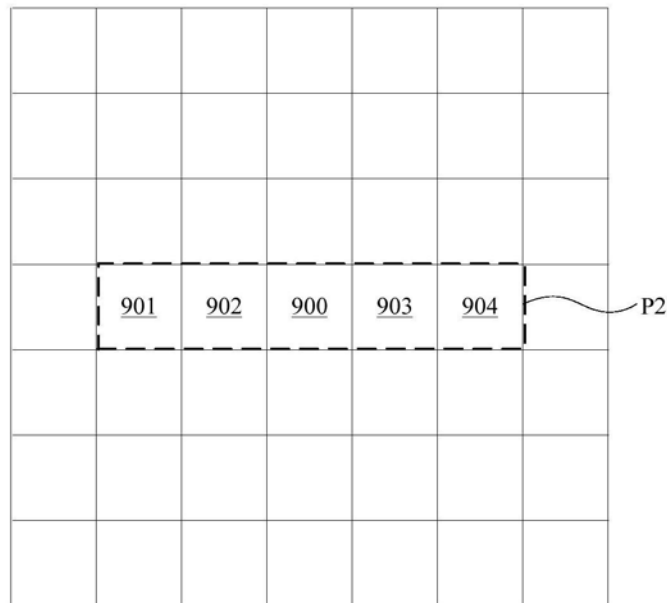


图9

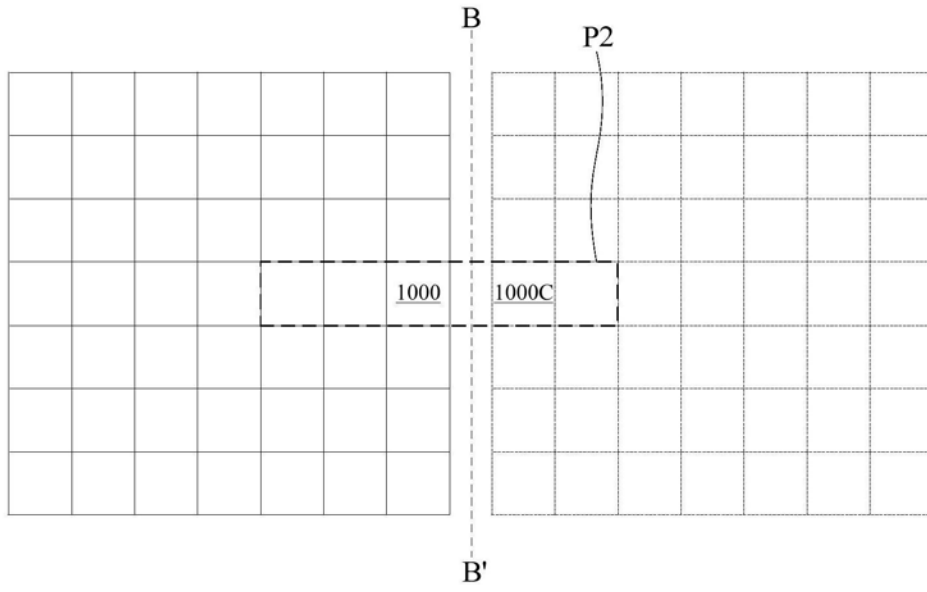


图10

专利名称(译)	血管内超声系统的图像降噪方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110893109A</a>	公开(公告)日	2020-03-20
申请号	CN201910996383.5	申请日	2019-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
[标]发明人	贾旋凯 郑欲晓 朱少东 邵小虎 李连波 宋亮		
发明人	贾旋凯 郑欲晓 朱少东 邵小虎 李连波 宋亮		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/5269		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开描述了一种血管内超声系统的图像降噪方法，其特征在于，利用血管内超声系统获取来自于血管内的超声图像；获取超声图像中各个像素点的原始灰度值；选取包括该像素点的第一像素区域，计算第一像素区域的各个像素点的原始灰度值的平均值作为第一像素区域的平均灰度值；比较各个像素点的原始灰度值与包括该像素点的第一像素区域的平均灰度值获得比较结果，并根据比较结果标记出干扰像素点；选取包括该干扰像素点的第二像素区域，计算第二像素区域中各个像素点的原始灰度值的中位值，并使用该中位值替换该干扰像素点的原始灰度值。根据本公开，能够优化降噪处理过程并有效提高超声图像的图像质量。

