



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101524284 B

(45) 授权公告日 2013. 01. 02

(21) 申请号 200810065766. 2

WO 01/01861 A1, 2001. 01. 11, 全文 .

(22) 申请日 2008. 03. 04

EP 0219098 B1, 1992. 03. 11, 全文 .

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

JP 特开平 8-66397 A, 1996. 03. 12, 全文 .

审查员 陈昭阳

地址 518057 中国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 董永强 张士玉

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张亚宁 刘宗杰

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 6423003 B1, 2002. 07. 23, 全文 .

CN 1317293 A, 2001. 10. 17, 全文 .

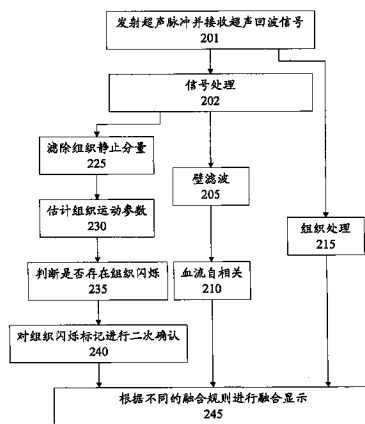
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 6 页

(54) 发明名称

自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备

(57) 摘要

本发明提供一种自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备。该方法和设备向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号；对超声回波信号进行处理以获得组织图像数据；对超声回波信号进行处理以获得音频信号；对音频信号进行处理以获得血流图像数据；根据融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据，其中，对于待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则，对于待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则，第一融合规则不同于第二融合规则。该方法和设备能够有效地减弱甚至消除在超声成像系统中由各种组织运动所导致的组织闪烁。



1. 一种自适应抑制组织闪烁的超声成像方法,包括:
发射和接收步骤,用于向待检测对象发射超声脉冲并从所述待检测对象接收超声回波信号;
组织处理步骤,用于对所述超声回波信号进行处理以获得组织图像数据;
信号处理步骤,用于对所述超声回波信号进行处理以获得音频信号;
血流处理步骤,用于对所述音频信号进行处理以获得血流图像数据;和
融合显示步骤,用于根据融合规则来显示所述组织图像数据或所述血流图像数据,
其特征在于,所述融合显示步骤对于所述待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则,对于所述待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则,所述第一融合规则不同于所述第二融合规则,以及
其特征在于,所述方法还包括组织闪烁确定步骤,用于确定所述待检测对象中存在组织闪烁的部分和不存在组织闪烁的部分,包括:
滤除步骤,用于滤除所述音频信号中的组织静止分量,从而获得运动分量;
参数估计步骤,用于根据所述运动分量来估计组织运动参数;和
组织闪烁判断步骤,用于根据所述组织运动参数来判断所述待检测对象中是否存在组织闪烁,并提供组织闪烁标记。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述滤除步骤通过零阶线性多项式回归滤波、无限冲激响应滤波或有限冲激响应滤波来实现。
3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述参数估计步骤通过对所述运动分量进行自相关估计来获得所述组织运动参数。
4. 如权利要求1-3中任一项所述的方法,其特征在于,所述组织闪烁判断步骤通过将所述组织运动参数与参数阈值进行比较来实现。
5. 如权利要求1-3中任一项所述的方法,其特征在于,所述组织闪烁判断步骤通过查表方式来实现。
6. 如权利要求1-3中任一项所述的方法,其特征在于,所述组织闪烁判断步骤用一帧1比特的二值图像来表示所述待检测对象中的组织闪烁标记分布。
7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述组织闪烁确定步骤还包括组织闪烁标记二次确认步骤,所述组织闪烁标记二次确认步骤用于在所述组织闪烁判断步骤之后对所述二值图像中的组织闪烁标记进行二次确认。
8. 如权利要求7所述的方法,其特征在于,所述组织闪烁标记二次确认步骤通过对所述二值图像进行区域统计判决来实现,其中,在待二次确认的组织闪烁标记周围确定一个区域,累加统计所述区域中组织闪烁标记的个数,如果组织闪烁标记的个数大于标记阈值时,则所述待二次确认的组织闪烁标记保持不变,否则,所述待二次确认的组织闪烁标记取反。
9. 如权利要求7所述的方法,其特征在于,所述组织闪烁标记二次确认步骤通过对所述二值图像进行空间滤波来实现。
10. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述血流图像数据包括血流的速度、能量和方差,并且所述第一融合规则包括第一速度阈值、第一能量阈值和/或第一方差阈值;所述第二融合规则包括第二速度阈值、第二能量阈值和/或第二方差阈值,其中,所述第一速

度阈值和所述第一能量阈值分别大于所述第二速度阈值和所述第二能量阈值,所述第一方差阈值小于所述第二方差阈值,其中所述方差是指血流速度方差,所述第一方差阈值是指第一血流速度方差阈值,所述第二方差阈值是指第二血流速度方差阈值。

11. 如权利要求 10 所述的方法,其特征在于,在所述存在组织闪烁的部分中,当所述血流的速度和能量分别大于所述第一速度阈值和所述第一能量阈值时,所述融合显示步骤显示所述血流图像数据,否则,显示所述组织图像数据;在所述不存在组织闪烁的部分中,当所述血流的速度和能量分别大于所述第二速度阈值和所述第二能量阈值时,所述融合显示步骤显示所述血流图像数据,否则,显示所述组织图像数据。

12. 一种自适应抑制组织闪烁的超声成像设备,包括:

发射和接收单元,用于向待检测对象发射超声脉冲并从所述待检测对象接收超声回波信号;

组织处理单元,用于对所述超声回波信号进行处理以获得组织图像数据;

信号处理单元,用于对所述超声回波信号进行处理以获得音频信号;

血流处理单元,用于对所述音频信号进行处理以获得血流图像数据;和

融合显示单元,用于根据融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据,

其特征在于,所述融合显示单元对于所述待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则,对于所述待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则,所述第一融合规则不同于所述第二融合规则,以及

其特征在于,所述设备还包括组织闪烁确定单元,用于确定所述待检测对象中存在组织闪烁的部分和不存在组织闪烁的部分,包括:

滤除装置,用于滤除所述音频信号中的组织静止分量,从而获得运动分量;

参数估计装置,用于根据所述运动分量来估计组织运动参数;和

组织闪烁判断装置,用于根据所述组织运动参数来判断所述待检测对象中是否存在组织闪烁,并提供组织闪烁标记。

13. 如权利要求 12 所述的设备,其特征在于,所述组织闪烁确定单元还包括组织闪烁标记二次确认装置,所述组织闪烁标记二次确认装置用于对所述组织闪烁判断装置提供的组织闪烁标记进行二次确认。

自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,并且更具体地,涉及一种自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备。

背景技术

[0002] 彩色超声成像系统利用多普勒效应来检测人体中运动的血流和脏器的运动参数。人体因为心跳、呼吸、血管壁的周期性收缩和舒张或者探头相对于人体的移动,都会造成人体组织相对于探头的多普勒频移。这种组织运动的情况比较复杂,既可以是相对于探头的单一性组织运动,也可以是相对于探头的往复组织运动,甚至还可以是扭动。对于单一性组织运动,当组织运动的多普勒频移高于待检测的慢速血流的多普勒频移时,壁滤波器输出的杂波残余会比较大。对于复杂的往复组织运动和扭动,因为频谱并不是静止目标频谱简单地沿着多普勒频率轴平移,而是整体频谱都会提高。虽然平均多普勒频移未必很大,但是各种自适应壁滤波器输出的杂波残余依然很大。当组织运动的多普勒频移高于待检测血流的多普勒频移时,或者当壁滤波后杂波残余的能量高于待检测血流的能量时,这种组织运动均有可能在最后的图像显示中显示出来。

[0003] 彩色血流模式图像中的这种组织运动的运动参数的显示,称为组织闪烁。

[0004] 组织闪烁的问题实际上在彩色超声成像刚出现时就已经引起了足够的重视。在1990年,有人利用频谱搬移的方法来消除组织闪烁。该方法首先估计出组织运动的多普勒频移,然后根据估计的多普勒频移生成音频域的频谱搬移信号,并对音频信号作频谱搬移,从而将组织运动的多普勒频移搬到直流,然后再利用壁滤波抑制组织回波,达到检测血流信号的目的。

[0005] 在现有技术中,还存在一种组织闪烁抑制方案。在该方案中,壁滤波器采用复系数,形成左右幅频响应不对称的壁滤波器,壁滤波器的凹口正好对准偏移后的组织运动频谱。可以根据组织运动的频率设置滤波器的凹口位置,根据组织运动的带宽(方差)设置滤波器的截止频率。

[0006] 另外,在现有技术中,还存在一种组织闪烁抑制方案。在该方案中,壁滤波器是幅频响应左右对称的滤波器,但是可以根据组织运动的频率和方差调节壁滤波器的截止频率,从而近似达到复系数壁滤波器的效果。

[0007] 另外,在现有技术中,还存在一种双通道的自适应壁滤波器方案,信号经过了二路不同截止频率的壁滤波器,然后分别用自相关估计出“血流”的速度、能量和方差,根据不同截止频率的壁滤波器对组织和血流的不同映射结果,在参数空间(能量,速度,方差)中区分组织闪烁和血流,从而可以抑制组织闪烁。

[0008] 另外,在现有技术中,还存在一种自适应回归滤波器,用于分离组织回波和血流回波。通过计算回波的自相关矩阵的特征值,区分组织和血流。

[0009] 总结上述自适应壁滤波器,一共可以分成4类:频谱搬移法、调节截止频率法、双通道和相关矩阵的特征向量分解法。

[0010] 因为人体中组织运动的情况比较复杂,在一个相关处理中,组织的运动未必是单纯的单向运动,有可能在一段时间向探头运动,一段时间背离探头运动,然后又向探头运动,也有可能是一种扭动,扭动对于探头来讲,就是在相关处理时间内的采样点上,有的采样时刻组织根本就没有运动,但是有的采样时刻组织在运动。如果利用组织回波估计组织的运动参数时,当不运动的组织分量存在的时候,估计出来的组织运动频率会偏低,或者当组织静止分量大于运动分量时,估计出的速度偏低。所以,按照频谱搬移法,这时不需要搬移回波频谱,或者回波频谱的搬移不够。因此,在壁滤波以后,依然会有很强的组织残余,从而在最终的图像上显示出组织的运动。

[0011] 调节截止频率法也是根据组织运动估计的组织运动速度、或者组织运动速度和组织运动方差来调整壁滤波器的截止频率。和频谱搬移遇到的问题一样,当估计的组织运动速度不能正确反映真实的组织运动时,仅仅依靠组织运动频率设置的壁滤波器截止频率会偏低,同样导致壁滤波后残余的组织能量偏大,最终在图像上显示出组织闪烁。虽然利用方差可以修正壁滤波器的截止频率的设置,但是因为彩色模式相关处理的点数太少,组织静止时和组织扭动时的组织运动方差之间的差异非常小,无法将壁滤波器的截止频率修正到理想位置。

[0012] 双通道方法将壁滤波器看成一种信号的变换,将音频信号通过不同截止频率的壁滤波器变换到参数空间(能量,速度,方差)的不同位置,然后根据两组不同的参数分布来区分组织闪烁和血流。截止频率低的组织残余能量强,截止频率高的组织残余可能没有或者很小,利用这个特点就可以将组织闪烁去掉一些。另外,截止频率低的通道在能量强的时候速度不是很大,而截止频率高的时候同一个地方的能量变小,速度变高,但是速度变高的幅度不是很大,这样也可以确认一些组织闪烁。双通道的缺点在于利用两个不同的参数分布(能量,速度,方差)来判断组织闪烁,不同人、不同检测部位的参数分布差异太大,导致这种方法对参数的敏感性太强。

[0013] 相关矩阵的特征分解方法,首先需要实时计算回波的自相关矩阵,并且实时进行相关矩阵的特征分解,计算复杂度很高;另外,利用特征值的大小来区分组织闪烁和血流实际上也有一定的困难,当扭动的组织在较高的多普勒频率上的能量可能比血流在较低的多普勒频率的能量还要小时,即当组织在高的多普勒频率上的特征值比血流在低的多普勒频率上的特征值小时,往往抑制了血流而保留了组织闪烁。

[0014] 因此,需要一种改进的自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备,该方法和设备能够有效地减弱甚至消除在超声成像系统中由各种组织运动所导致的组织闪烁。

发明内容

[0015] 本发明提供一种自适应抑制组织闪烁的超声成像方法,包括:发射和接收步骤,用于向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号;组织处理步骤,用于对超声回波信号进行处理以获得组织图像数据;信号处理步骤,用于对超声回波信号进行处理以获得音频信号;血流处理步骤,用于对音频信号进行处理以获得血流图像数据;和融合显示步骤,用于根据融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据,其中,融合显示步骤对于待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则,对于待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则,第一融合规则不同于第二融合规则。

[0016] 在根据本发明的一个实施例中,该方法还包括组织闪烁确定步骤,用于确定所述待检测对象中存在组织闪烁的部分和不存在组织闪烁的部分,包括:滤除步骤,用于滤除音频信号中的组织静止分量,从而获得运动分量;参数估计步骤,用于根据运动分量来估计组织运动参数;和组织闪烁判断步骤,用于根据组织运动参数来判断待检测对象中是否存在组织闪烁,并提供组织闪烁标记。

[0017] 在根据本发明的一个实施例中,滤除步骤通过零阶线性多项式回归滤波、无限冲激响应滤波或有限冲激响应滤波来实现。

[0018] 在根据本发明的一个实施例中,参数估计步骤通过对运动分量进行自相关估计来获得组织运动参数。

[0019] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁判断步骤通过将组织运动参数与参数阈值进行比较来实现。

[0020] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁判断步骤通过查表方式来实现。

[0021] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁判断步骤用一帧 1 比特的二值图像来表示待检测对象中的组织闪烁标记分布。

[0022] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁确定步骤还包括组织闪烁标记二次确认步骤,该组织闪烁标记二次确认步骤用于在组织闪烁判断步骤之后对二值图像中的组织闪烁标记进行二次确认。

[0023] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁标记二次确认步骤通过对二值图像进行区域统计判决来实现,其中,在待二次确认的组织闪烁标记周围确定一个区域,累加统计区域中组织闪烁标记的个数,如果组织闪烁标记的个数大于标记阈值时,则待二次确认的组织闪烁标记保持不变,否则,待二次确认的组织闪烁标记取反。

[0024] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁标记二次确认步骤通过对二值图像进行空间滤波来实现。

[0025] 在根据本发明的一个实施例中,血流图像数据包括血流的速度、能量和方差,并且第一融合规则包括第一速度阈值、第一能量阈值和 / 或第一方差阈值;第二融合规则包括第二速度阈值、第二能量阈值和 / 或第二方差阈值,其中,第一速度阈值和第一能量阈值分别大于第二速度阈值和第二能量阈值,第一方差阈值小于第二方差阈值。

[0026] 在根据本发明的一个实施例中,在存在组织闪烁的部分中,当血流的速度和能量分别大于第一速度阈值和第一能量阈值时,融合显示步骤显示血流图像数据,否则,显示组织图像数据;在不存在组织闪烁的部分中,当血流的速度和能量分别大于第二速度阈值和第二能量阈值时,融合显示步骤显示血流图像数据,否则,显示组织图像数据。

[0027] 本发明还提供一种自适应抑制组织闪烁的超声成像设备,包括:发射和接收单元,用于向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号;组织处理单元,用于对超声回波信号进行处理以获得组织图像数据;信号处理单元,用于对超声回波信号进行处理以获得音频信号;血流处理单元,用于对音频信号进行处理以获得血流图像数据;和融合显示单元,用于根据融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据,其中,融合显示单元对于待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则,对于待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则,第一融合规则不同于第二融合规则。

[0028] 在根据本发明的一个实施例中,该设备还包括组织闪烁确定单元,用于确定所述

待检测对象中存在组织闪烁的部分和不存在组织闪烁的部分,包括:滤除装置,用于滤除音频信号中的组织静止分量,从而获得运动分量;参数估计装置,用于根据运动分量来估计组织运动参数;和组织闪烁判断装置,用于根据组织运动参数来判断待检测对象中是否存在组织闪烁,并提供组织闪烁标记。

[0029] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁确定单元还包括组织闪烁标记二次确认装置,组织闪烁标记二次确认装置用于对组织闪烁判断装置提供的组织闪烁标记进行二次确认。

[0030] 传统的4种组织闪烁抑制方案直接利用组织回波进行组织运动参数估计,因为组织静止分量的存在使得估计的组织运动速度偏低,从而导致壁滤波器不能有效滤除组织运动。与传统的组织闪烁抑制方案相比,本发明具有以下优点:

[0031] 1. 利用零阶线性多项式回归滤波将组织回波中的组织静止分量滤除,仅仅保留运动分量,然后对组织运动参数进行估计,估计的组织运动速度更准确。

[0032] 2. 根据组织运动的空间相互牵制的特点,对组织闪烁的判断进行了二次确认,使得组织闪烁的判断更可靠。

[0033] 3. 在后续的组织图像数据和血流图像数据融合时,在二次确认后的存在组织闪烁的部分中的空间点上,相应提高了融合时血流的速度阈值和能量阈值,或者相应降低了血流的方差阈值。也就是说,对于组织图像数据和血流图像数据的融合,根据组织闪烁标记调整空间上不同点的血流的速度、能量和方差的阈值来实现图像融合,从而更有效地抑制组织闪烁。

附图说明

[0034] 通过结合以下附图,并且参考以下对具体实施方式的详细说明,可以对本发明有更透彻的理解:

[0035] 图1是传统的不包含自适应组织闪烁抑制的超声成像方法的流程图;

[0036] 图2是根据本发明的一个实施例的自适应抑制组织闪烁的超声成像方法的流程图;

[0037] 图3是根据本发明的一个实施例利用组织运动的速度和能量进行组织闪烁判断的参数分布示意图;

[0038] 图4是根据本发明的一个实施例进行组织闪烁标记二次确认的空间孔径示意图;

[0039] 图5是根据本发明的一个实施例对血流图像数据和组织图像数据进行融合显示的示意图;

[0040] 图6是根据本发明的一个实施例的组织闪烁检测示意图;

[0041] 图7是根据本发明的一个实施例在不存在组织闪烁的部分中的融合规则示意图;

[0042] 图8是根据本发明的一个实施例在存在组织闪烁的部分中的融合规则示意图;和

[0043] 图9是根据本发明的一个实施例的自适应抑制组织闪烁的超声成像设备的框图。

具体实施方式

[0044] 图1是传统的不包含自适应组织闪烁抑制的超声成像方法的流程图。在步骤101中,向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号。在步骤102中,对超声

回波信号进行处理,得到音频信号。在步骤 105 中,对音频信号进行壁滤波。在步骤 110 中,对经过壁滤波的音频信号进行血流自相关,得到血流的速度、能量和方差。在步骤 115 中,对超声回波信号进行处理,得到组织图像数据。在步骤 145 中,根据同一个融合规则将血流的速度、能量和方差与组织图像数据融合显示,从而为用户提供同时包含组织结构和血流动态的二维图像。

[0045] 当着重考虑因为人体内心跳、呼吸、血管壁脉动或者探头移动引起的组织闪烁时,前述的现有技术中的各种组织闪烁抑制方案会采取不同的血流处理流程。对于频谱搬移、调节壁滤波器截止频率和相关矩阵特征分解的方案来讲,能够有效地抑制组织闪烁的前提条件是组织运动的多普勒频移在相关处理时间内(4~16次发射时间内)只作一个方向的移动。但是,组织运动的实际情况很复杂,可能是往复运动、扭动或者在相关处理时间内仅有一个时间段的组织运动。这些复杂的组织运动造成的组织多普勒频谱,有一部分是静止的频谱,有一部分是组织运动的频谱。如果直接利用音频信号作组织运动参数的估计,则估计的组织运动速度会偏小。对于频谱搬移的方案,用于频谱搬移的组织运动频移太小,使得搬移后的频谱并未搬到直流位置,壁滤波后仍然会有杂波残余;对于调节壁滤波器截止频率的方案,同样因为估计的组织运动频率太低,使得调节的壁滤波器截止频率没有提高或者提高的不够,滤波后依然有较强的杂波残余。这样的杂波残余经过时间上的累积,会保持很多帧。另外,因为壁滤波器幅频响应的过渡带问题,会导致计算的组织闪烁的速度偏大,不利于后续处理中闪烁的抑制。

[0046] 本发明针对传统的组织闪烁抑制方案存在的问题,对于组织的运动参数检测和估计作了改进,并且根据组织运动的空间关联性,对检测的组织闪烁标记进行了空间关联的二次确认,二次确认后的存在组织闪烁的部分不需要提高壁滤波器的截止频率,而是在后续的组织黑白图像和血流运动参数图像的融合处理中,和不存在组织闪烁的部分的图像融合采用了不同的融合规则,提高或降低了相应的判决阈值。

[0047] 在根据本发明的一个实施例中,根据人体组织运动的特征,对组织运动参数的估计进行了改进,不是直接利用组织回波作自相关,而是通过零阶线性多项式回归滤波,滤除了组织回波中的组织静止分量后,对剩余的运动分量作组织自相关估计,从而估计出组织运动参数。这种组织运动参数的估计不受组织静止分量的影响,能够更准确地反映组织的运动状态。估计出的组织运动参数用于判断扫描空间上的点是否为组织闪烁,并且标上组织闪烁标记。扫描空间上所有点的组织闪烁标记组成组织闪烁标记图像,该图像是一个二值图像。随后,对组织闪烁标记的二值图像进行组织闪烁标记二次确认。二次确认后的组织闪烁标记参与后续的组织图像数据和血流图像数据的融合显示。在组织图像数据和血流图像数据融合显示时,二次确认后的组织闪烁标记也参与融合显示,并可以根据是否为组织闪烁来提高彩色显示的能量阈值、提高彩色显示的速度阈值、降低彩色显示的方差阈值或者三个参数阈值中的两个或三个同时改变。也就是说,对于确定为存在组织闪烁的部分,使用一种融合规则;对于确定为不存在组织闪烁的部分,使用另外一种融合规则。

[0048] 下面将参照附图对本发明的一些实施例进行详细描述。

[0049] 图 2 是根据本发明的一个实施例的自适应抑制组织闪烁的超声成像方法的流程图,其中,步骤 201、202、205、210、215 与步骤 101、102、105、110、115 相同,在此就不再详细说明。

[0050] 在步骤 225 中, 滤除音频信号中的组织静止分量, 得到运动分量。在根据本发明的一个实施例中, 这通过对音频信号进行零阶线性多项式回归滤波来实现。具体而言, 从前端获得的超声回波信号, 经过了正交解调、低通滤波和降采样之后, 送到转置存储器中。转置存储器一般存储至少一帧音频信号。整帧音频信号经过零阶线性多项式回归滤波后, 滤除了组织静止分量, 保留了运动分量。

[0051] 假设多普勒信号彩色模式的音频信号为 $x(n)$, $n = 1 \cdots N$, N 为发射次数。 $x(n)$ 中的组织回波 $c(n)$ 可以分解到一组线性的、相互独立的多项式基向量张开的空间里。这组基向量是 $\{1, n, n^2, \cdots n^K\}$, 其中 K 代表空间的维数。

$$[0052] \quad c(n) = \sum_{k=0}^{K-1} a_k n^k$$

[0053] a_k 是组织回波 $c(n)$ 在基向量 n^k 上的系数, 可利用重构信号和原信号的最小均方误差准则来估计得出。当基向量为 1 时, a_0 表示组织回波的直流分量, 即组织回波中的组织静止分量。

[0054] k 阶线性多项式回归滤波用于从原音频信号中减去 $1 \cdots n^k$ 维空间上的分量。零阶线性多项式回归滤波用于从原音频信号减去组织静止分量, 表示为:

$$[0055] \quad y(n) = x(n) - a_0$$

[0056] 上式的零阶线性回归滤波的计算类似于常规的壁滤波计算, 可用滤波矩阵和音频信号的乘法获得。

[0057] 在根据本发明的一个实施例中, 零阶线性多项式回归滤波可以用其它滤波方式来替换, 如无限冲激响应滤波、有限冲激响应滤波等。虽然这些滤波的设计和响应并不相同, 但是均能够滤除组织静止分量, 从而为更准确地判断组织闪烁提供了条件。

[0058] 在步骤 230 中, 对滤除了组织静止分量的音频信号进行组织运动参数估计, 得到组织运动参数, 包括组织运动的速度、能量和方差。因为参与组织运动参数估计的音频信号不再包含组织静止分量, 所以对其进行组织运动参数估计而得到的组织运动参数能够更准确地描述组织运动特性, 不会因为组织静止分量的存在而使得估计的组织运动速度偏小。在根据本发明的一个实施例中, 利用组织自相关来对滤除了组织静止分量的音频信号进行组织运动参数估计。

[0059] 在步骤 235 中, 根据估计出的组织运动参数来判断待检测对象中是否存在组织闪烁, 并提供组织闪烁标记。一般地, 扫描空间中组织运动能量大、组织运动速度大且组织运动方差大的部分, 一般表示组织闪烁可能出现的空间。需要注意的是, 在四肢或者浅表的一些检查中, 有的扫描空间完全是静止的组织回波, 经过零阶线性多项式回归滤波后, 组织已经被滤除干净, 仅剩噪声或者血流, 虽然其运动速度很大, 方差也很大, 但是其运动能量比较小, 所以同样可以将血流或噪声和组织闪烁区分开来。

[0060] 在根据本发明的一个实施例中, 组织闪烁的判断可以利用查表方式来实现。图 3 就是利用组织运动能量和速度表示的查找表的例子 (假设能量和速度均调整到了 8 比特)。不同的检查部位, 查找表的变化曲线不同。

[0061] 在根据本发明的一个实施例中, 在步骤 235 中提供的组织闪烁标记组成一帧 1 比特的二值图像, 1 表示组织闪烁, 0 表示非组织闪烁 (也可以相反)。在根据本发明的一个实施例中, 存储该帧二值图像。

[0062] 值得注意的是,对于组织闪烁的判断,并不限于上述的查表方式,还可以利用阈值规则来处理,或者利用其它的人工智能等的检测和判决的方法来处理,最终都可以生成一帧的二值判决表。

[0063] 在根据本发明的另一实施例中,还包括步骤 240,用于对步骤 235 输出的二值图像中的组织闪烁标记进行二次确认。因为人体组织与血流不同,是一种紧密相连的组织结构,任何一点的运动和其周围的点的运动都是相互牵引的,所以组织闪烁在空间上的差异不大。

[0064] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁标记的二次确认通过对步骤 235 输出的二值图像进行区域统计判决来实现。在一个待二次确认的组织闪烁标记周围的空间孔径为 5×5 的二值图像区域中,累加统计组织闪烁标记的个数。当组织闪烁标记的个数大于标记阈值时,待二次确认的组织闪烁标记保持不变,否则待二次确认的组织闪烁标记取反。待二次确认的组织闪烁标记及其周围 5×5 的空间孔径如图 4 所示。组织闪烁标记的二次确认,确认的空间区域不仅仅局限于如图 4 所示的空间孔径,可以是任何空间孔径。

[0065] 在根据本发明的另一实施例中,通过对二值图像进行空间滤波来实现组织闪烁标记的二次确认。或者,采用其它二值图像处理方法,最终使得组织闪烁标记能够更快地成片聚集。

[0066] 值得注意的是,在具体实现中,组织闪烁标记的二次确认并不是必需的。也就是说,在具体实现中可以没有组织闪烁标记的二次确认。虽然牺牲一些组织闪烁抑制的效果,但同样也能够减弱组织闪烁。

[0067] 在步骤 245 中,根据不同的融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据,即对于待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则,对于待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则。可以根据步骤 235 或 240 中提供的组织闪烁标记来确定所采用的融合规则。在根据本发明的一个实施例中,根据步骤 240 中提供的二次确认的组织闪烁标记来确定所采用的融合规则。

[0068] 图 5 是根据本发明的一个实施例对血流图像数据和组织图像数据进行融合显示的示意图。当二次确认的组织闪烁标记为 1 时,表示扫描空间上该点存在组织闪烁,组织图像数据和血流图像数据的融合采用第一融合规则;当二次确认的组织闪烁标记为 0 时,表示扫描空间上该点不存在组织闪烁,组织图像数据和血流图像数据的融合采用第二融合规则。在根据本发明的一个实施例中,还提供组织/血流判决标记,根据不同的融合规则输出的组织/血流判决标记在空间上正好合成一帧的组织/血流判决标记图像,该图像也是一帧 1 比特的二值图像。

[0069] 图 6 是根据本发明的一个实施例的组织闪烁检测示意图。如图 6 所示,在血流图像显示区域内,虚线包围的部分是检测到的组织闪烁部分;在血流图像显示区域内,虚线外的部分是未检测到组织闪烁存在的部分。对于虚线内的有组织闪烁存在的部分,使用第一融合规则;对于无组织闪烁存在的部分,使用第二融合规则。

[0070] 最简单的融合规则就是根据不同的阈值检测出血流的存在。一般地,如果血流的速度和能量都大于对应的阈值,则在对应的空间点上显示血流图像数据;否则,在对应的空间点上显示组织图像数据。下面将参照图 7 和图 8 来说明在血流参数空间(能量,速度)中不同的融合规则。图 7 是根据本发明的一个实施例在不存在组织闪烁的部分中的融合规

则示意图。如图 7 所示,针对待检测对象中不存在组织闪烁的部分,采用以下常规融合规则:当空间上一点的血流的能量大于一个能量阈值,且血流的速度大于一个速度阈值时,该点被判决为血流,最终显示血流图像数据;否则,该点被判决为组织,最终显示组织图像数据。图 8 是根据本发明的一个实施例在存在组织闪烁的部分中的融合规则示意图。如图 8 所示,针对待检测对象中存在组织闪烁的部分,采用特殊融合规则。在该特殊融合规则中,提高了血流能量和速度的阈值。如果在存在组织闪烁的部分中的空间点的血流能量高过提高后的能量阈值,且血流速度高过提高后的速度阈值,则该点被判决为血流,最终显示血流图像数据;否则显示组织图像数据。

[0071] 值得注意的是,在实际的融合显示中,使用的融合规则还涉及组织图像数据和血流方差,而且不同的人体部位使用的融合规则可以不同。

[0072] 图 9 是根据本发明的一个实施例的自适应抑制组织闪烁的超声成像设备的框图。如图 9 所示,该超声成像设备包括:发射和接收单元 950,用于向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号;组织处理单元 970,用于对超声回波信号进行处理以获得组织图像数据;信号处理单元 955,用于对超声回波信号进行处理以获得音频信号;血流处理单元 965,用于对音频信号进行处理以获得血流图像数据;和融合显示单元 975,用于根据融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据,其中,融合显示单元对于待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则,对于待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则,第一融合规则不同于第二融合规则。

[0073] 在根据本发明的一个实施例中,超声成像设备还包括组织闪烁确定单元 960,用于确定所述待检测对象中存在组织闪烁的部分和不存在组织闪烁的部分。在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁确定单元包括滤除装置 961,用于滤除音频信号中的组织静止分量,从而获得运动分量;参数估计装置 962,用于根据运动分量来估计组织运动参数;和组织闪烁判断装置 963,用于根据组织运动参数来判断待检测对象中是否存在组织闪烁,并提供组织闪烁标记。

[0074] 在根据本发明的一个实施例中,组织闪烁确定单元 960 还包括组织闪烁标记二次确认装置 964,该装置用于对组织闪烁判断装置 963 提供的组织闪烁标记进行二次确认。

[0075] 下面将详细描述根据本发明的一个实施例的组织闪烁确定单元 960 的操作流程。首先,滤除装置 961 利用零阶线性多项式回归滤波来滤除音频信号中的组织静止分量,从而得到运动分量。滤波后得到的运动分量输入参数估计装置 962,该装置通过对滤波后得到的运动分量进行自相关计算,得到组织运动参数。组织运动参数包括组织运动的速度、能量和方差。在组织闪烁判断装置 963 中,根据参数估计装置 962 提供的组织运动参数并按照一定规则来判断一帧数据中空间上各个点是否是组织闪烁,并输出一帧的组织闪烁标记的二值图像到组织闪烁标记二次确认装置 964 中。在该二值图像中,1(或者 0)表示存在组织闪烁,0(或者 1)表示不存在组织闪烁。组织闪烁标记二次确认装置 964 在一个待二次确认的组织闪烁标记周围的一定区域内(如图 5 所示的 5×5 的空间区域)对组织闪烁标记进行累加统计。当组织闪烁标记在这个空间区域内的总个数高于标记阈值时,此组织闪烁标记保持不变,否则,此组织闪烁标记取反。融合显示单元 975 接收血流处理单元 965 输出的血流的速度、方差和能量以及组织处理单元 970 输出的组织图像数据和组织闪烁确定单元 960 输出的二次确认的组织闪烁标记,并根据一定的融合规则来进行血流的检测。对于

未检测到组织闪烁的空间部分,采用常规融合规则;对于检测到组织闪烁的空间部分,使用特殊融合规则。一般地,在被二次确认的存在组织闪烁的空间点上,需要提高该空间点上速度和能量的阈值,或者降低该空间点上方差的阈值。

[0076] 以上通过具体实施方式对本发明进行了详细的描述,但本发明并不限于上述实施方式。在不脱离本发明范围的前提下,可以对本发明进行各种修改和变更。本发明的范围仅由所附权利要求书来限定。

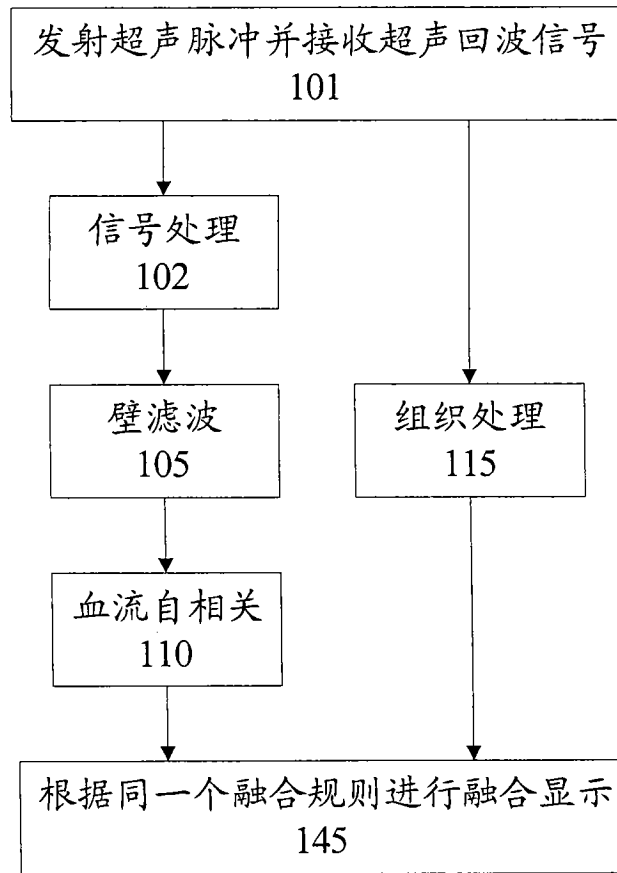


图 1

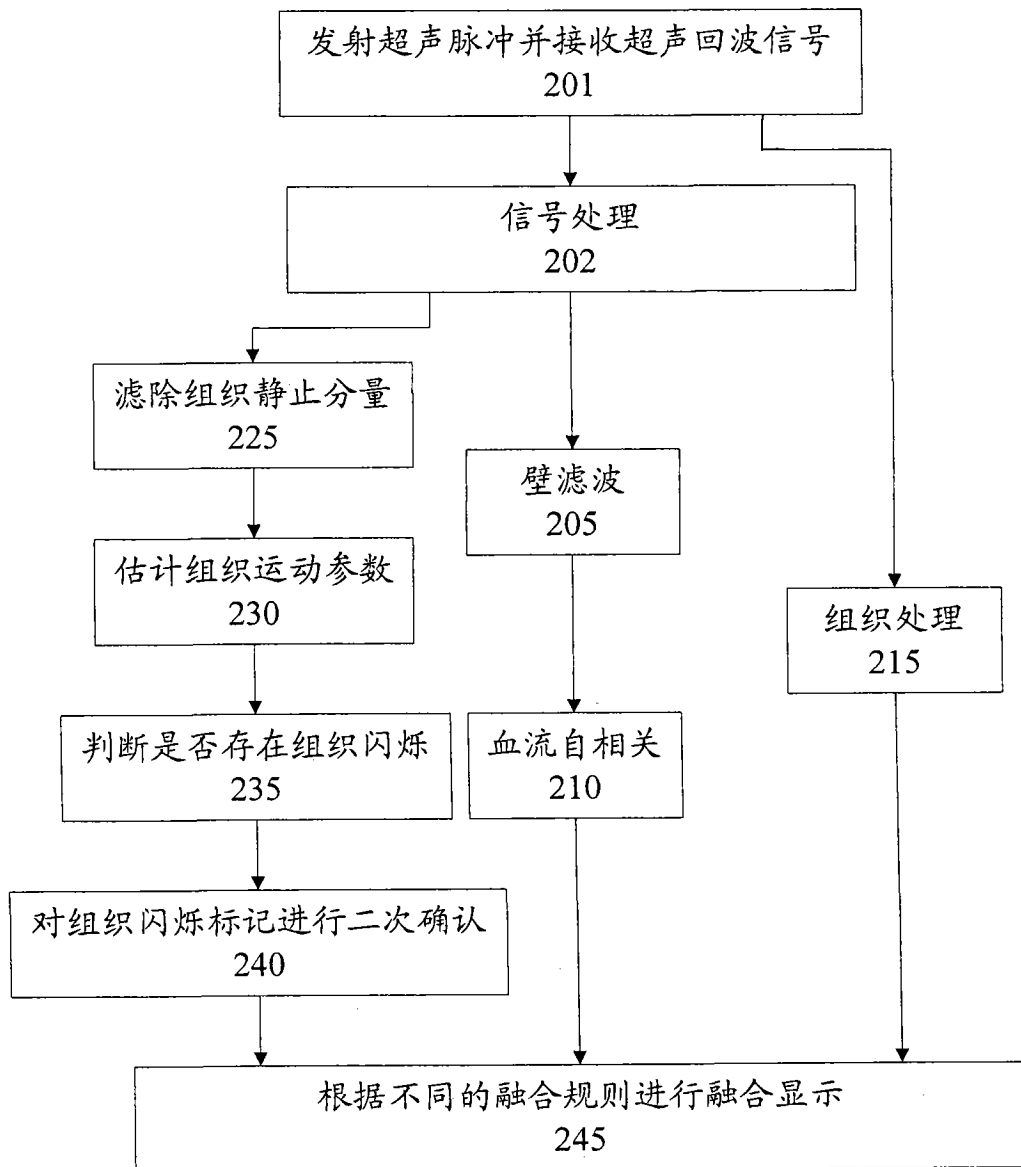


图 2

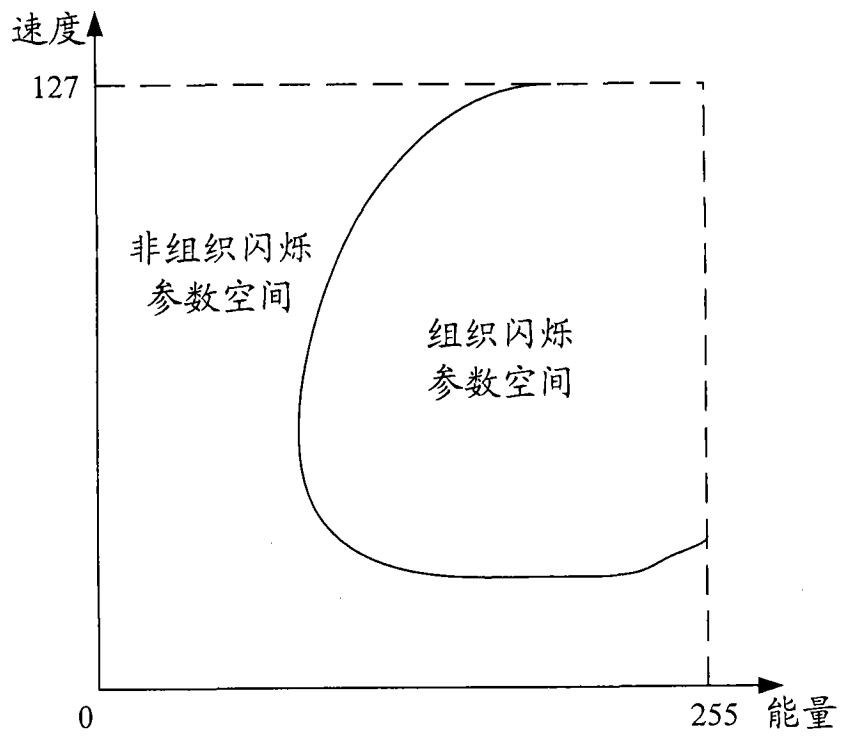


图 3

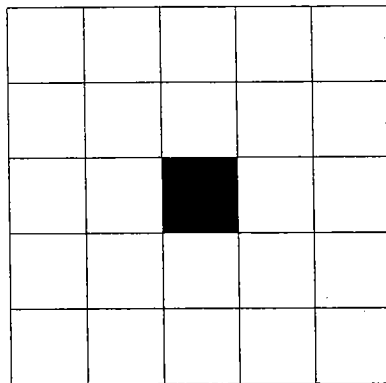


图 4

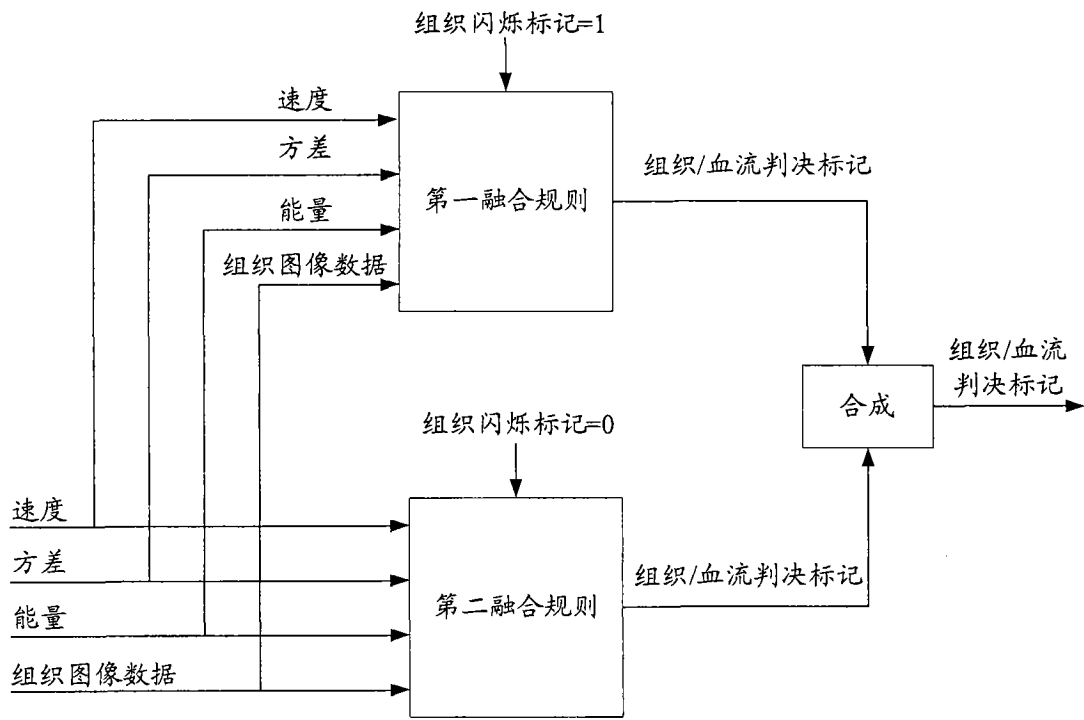


图 5

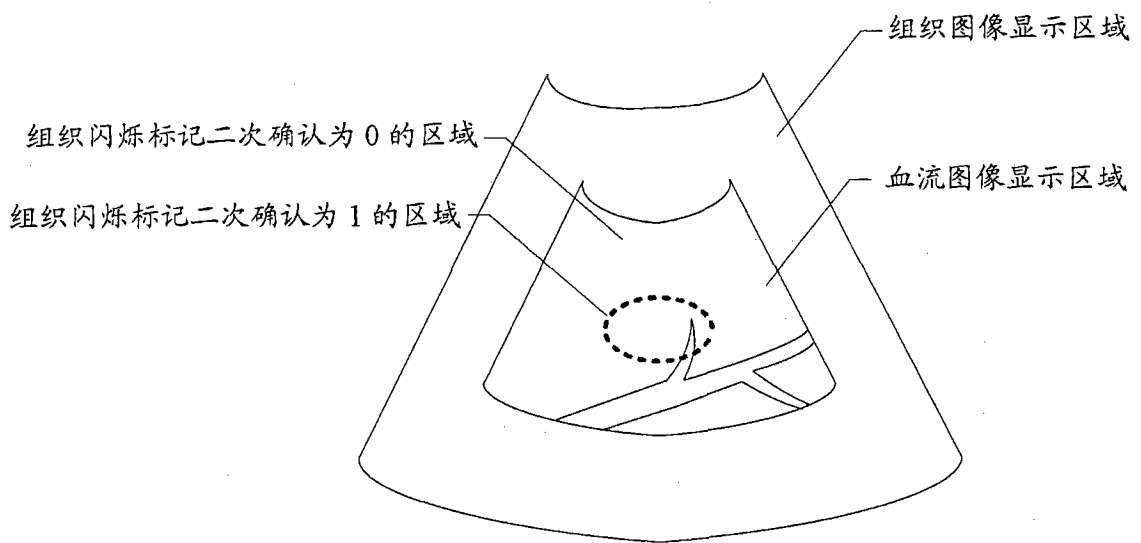


图 6

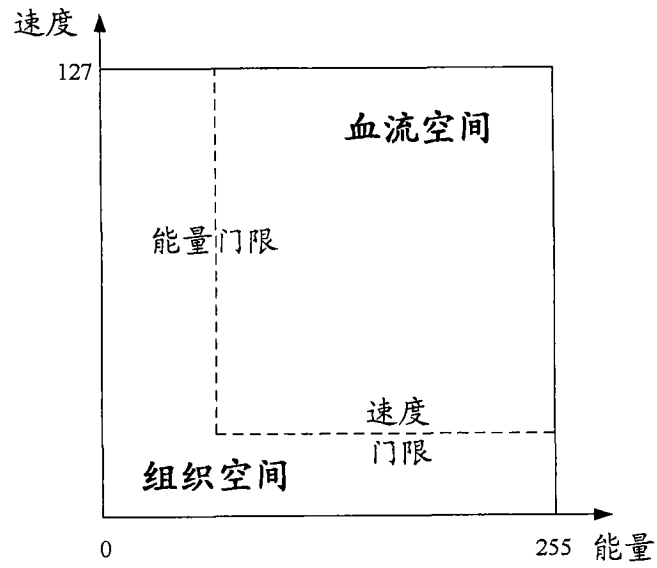


图 7

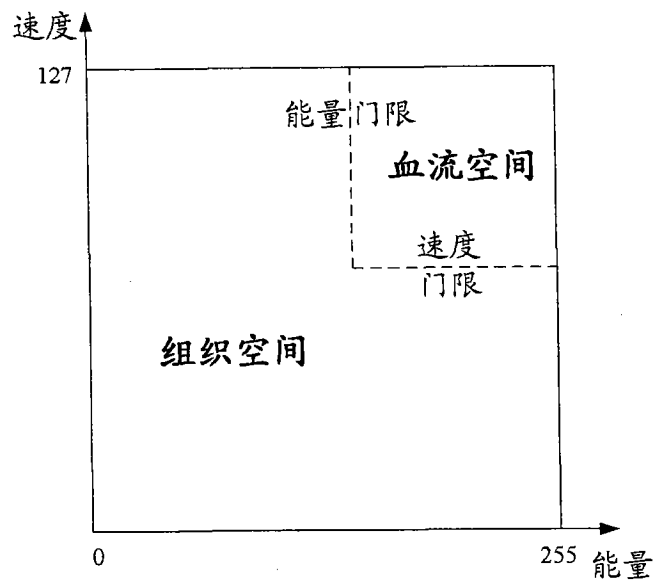


图 8

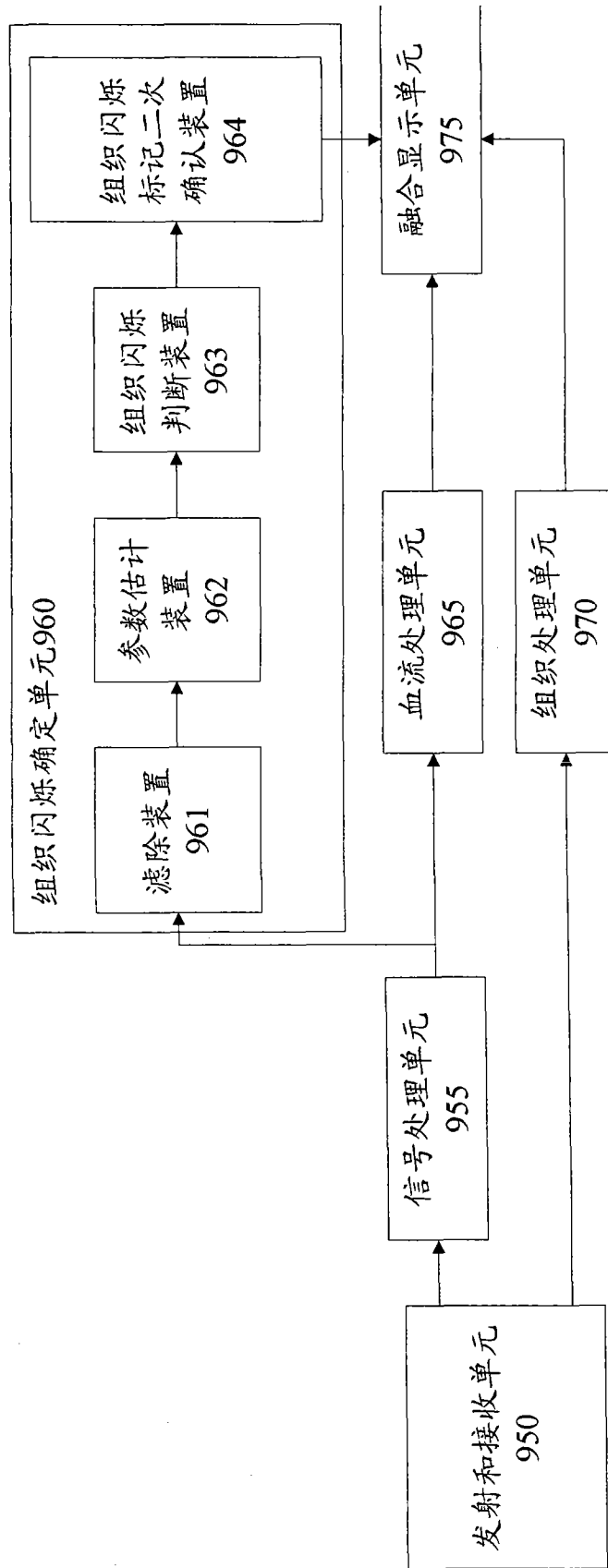


图 9

专利名称(译)	自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备		
公开(公告)号	CN101524284B	公开(公告)日	2013-01-02
申请号	CN200810065766.2	申请日	2008-03-04
[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	董永强 张士玉		
发明人	董永强 张士玉		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/461 G06T2207/20012 A61B8/13 G06T2207/10132 G06T5/002 G06T2207/30104 G06T5/001 A61B8/06		
代理人(译)	张亚宁 刘宗杰		
审查员(译)	陈昭阳		
其他公开文献	CN101524284A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种自适应抑制组织闪烁的超声成像方法和设备。该方法和设备向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号；对超声回波信号进行处理以获得组织图像数据；对超声回波信号进行处理以获得音频信号；对音频信号进行处理以获得血流图像数据；根据融合规则来显示组织图像数据或血流图像数据，其中，对于待检测对象中存在组织闪烁的部分采用第一融合规则，对于待检测对象中不存在组织闪烁的部分采用第二融合规则，第一融合规则不同于第二融合规则。该方法和设备能够有效地减弱甚至消除在超声成像系统中由各种组织运动所导致的组织闪烁。

