



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107874782 A

(43)申请公布日 2018.04.06

(21)申请号 201711103896.6

(22)申请日 2017.11.10

(71)申请人 苏州掌声医疗科技有限公司
地址 215107 江苏省苏州市吴中区东山镇
洞庭路15号

(72)发明人 吴哲 王权泳

(74)专利代理机构 北京众元弘策知识产权代理
事务所(普通合伙) 11462
代理人 孙东风

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)

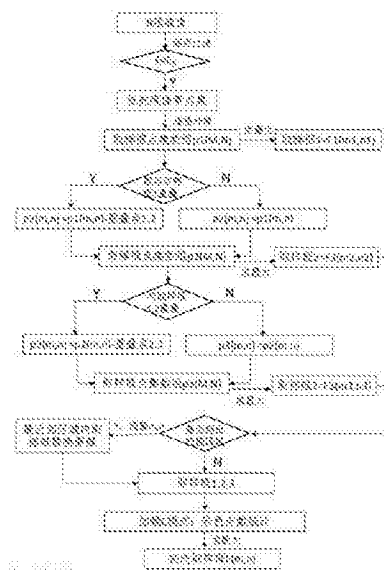
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种多普勒超声自动定位取样框的方法

(57)摘要

本发明公开了一种多普勒超声自动定位取样框的方法,由多普勒超声系统根据图像信息来自动定位取样框。本发明能够根据成像数据自动设定并调整取样框的位置,使得在超声成像设备能迅速找到血流信息最丰富的位置,大大减少了寻找血管的时间,方便了经验缺乏的操作者进行多普勒超声测量。如果每个被检查者检查的都是同一个部位,可以标准化,该算法还可以结合人工智能实现自动扫描,进而使自动检查成为可能。



1. 一种多普勒超声自动定位取样框的方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1,采用超声成像设备,通过超声成像设备默认或人工预设一个取样框形状和尺寸;

步骤2,通过超声成像设备进行扫描,根据超声探头回波信号,生成扫描区域黑白超声图像;对扫描区域分割,分成M行N列一共 $M \times N$ 个格子,每个格子都小于取样框面积的 $1/2$,某个格子则根据左上顶点定义为第 (m, n) 个格子;

步骤3,根据扫描区域图像计算取样框中的低亮度点数;将每个格子的左上顶点作为参照点,将取样框的左上顶点与格子的参照点重合;有 $M \times N$ 个格子,则有 $M \times N$ 个取样框选择,以格子左上顶点定义取样框的序号;预设一个阈值 E_0 ,如果扫描区域中的像素点 $E < E_0$,则亮度低,将其计入低亮度像素点集,得到一个过滤掉高亮度区域的B超图像;计算每个对应取样框中低亮度像素点的总数目,得到一个低亮度像素点累计数值的 $p_1(M, N)$ 的二维数组,计算中定义超出扫描区域的部分像素点为0;获得 $p_1(M, N)$ 的二维数组后,最大值对应的取样框即为取样框1;

步骤4,将取样框1区域从点集中排除掉,以剩下的区域点集对每个格子顶点重复求得 $p_2(m, n)$,定义和取样框1重叠的区域像素点数也是0,完成整个 $p_2(M, N)$ 数组的统计后,同样取最大值来获得取样框2;

步骤5,重复步骤4的操作获得取样框3;得到取样框1、取样框2、取样框3后,分别定义为 $F_1(m_1, n_1)$, $F_2(m_2, n_2)$, $F_3(m_3, n_3)$,对应的低亮度像素点数值分别为 $p_1(m_1, n_1)$, $p_2(m_2, n_2)$, $p_3(m_3, n_3)$,且有 $p_1(m_1, n_1) > p_2(m_2, n_2) > p_3(m_3, n_3)$;

步骤6,根据选出的取样框1,取样框2,取样框3连续各做一次多普勒扫描,保存图像并进行彩色像素点数目统计;此时取样框重叠区域的像素点将重复计数,而不再去除掉;取三者当中的彩色像素点数最大值,则其对应的 $F_1(m_1, n_1)$, $F_2(m_2, n_2)$, $F_3(m_3, n_3)$ 之一则为初选取样框,定义为 $F(m, n)$;

步骤7,对于已经获得初选的取样框 $F(m, n)$,依据格子顶点,分别向上下左右移动一格,获得 $F(m-1, n)$, $F(m+1, n)$, $F(m, n-1)$, $F(m, n+1)$ 这四个相邻取样框,分别加载多普勒超声,计算彩色像素点数目并进行比较,这里重叠区域也是重复计数的,若移动完毕后已经超出扫描区域,则此次移动不计,不需要参与彩超扫描,更无需参与统计比较; $F(m, n)$ 中心取样框彩色点数目最大,则最终确定 $F(m, n)$ 为最终取样框; $F(m, n)$ 中心取样框的某个邻框最大,则更新为新的初选取样框;以新的初选取样框为中心取样框再次计算4个相邻取样框,直到所有相邻取样框的彩色像素点计数都低于中心取样框计数,选定此刻的中心取样框为最终取样框。

2. 根据权利要求1所述的多普勒超声自动定位取样框的方法,其特征在于,扫描区域边缘的格子大于格子的平均尺寸。

3. 根据权利要求2所述的多普勒超声自动定位取样框的方法,其特征在于,每个格子的面积为取样框面积的 $1/9-1/4$ 之间。

4. 根据权利要求3所述的多普勒超声自动定位取样框的方法,其特征在于,所述取样框为矩形、平行四边形或扇形。

5. 根据权利要求4所述的多普勒超声自动定位取样框的方法,其特征在于,步骤5完成后,将取样框1、取样框2、取样框3分别和扫描区域对照,如已经超出扫描区域,则调整 m, n 到

最近邻的取样框,作为后续步骤的取样框1、取样框2、取样框3。

一种多普勒超声自动定位取样框的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声医疗检测领域,特别涉及一种多普勒超声自动定位取样框的方法。

背景技术

[0002] 超声成像是医学影像中的重要方向,主要应用于临床诊断中。它通过研究和运用超声波的声学特性、光学特性、成像原理和人体组织器官的解剖、生理、病理特征以及临床医学基础知识,来观察人体组织、器官形态和功能变化的声像表现,然后分析归纳,探讨疾病的发生发展规律,从而实现疾病的诊断与治疗。作为一种无损伤性成像方式,超声成像具有实时性强、价格低廉,操作方便的优点,已成为医院科室乃至社区诊所的必备检测手段。而利用多普勒原理进行血流显像的技术,则进一步提高了超声诊断的适用范围和重要性。彩色多普勒超声一般是用自相关技术处理并获得血流信号,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。因此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,它在医学临床诊断中被用于心脏、血管、血流和胎儿心率等的诊断,受到了广泛的重视和欢迎。

[0003] 彩色多普勒超声成像(即彩超),探头发出的超声波脉冲信号经人体组织和血液反射回来再次被探头接收,经过接收放大,AD转换和波束合成后的信号正交解调形成IQ数据,将其分为两路,一路送入黑白B超处理模块,一路送入彩色Color模式(即C模式)处理模块。进行彩色处理的信号首先进入壁滤波器来去除低速运动的组织信号以及由探头移动所造成的运动伪像。壁滤波结束后,将进行自相关处理,来估计平均血流速度,能量和方差等参数。在在接下来的血流检测中,使用自相关获得的血流相关参数以及B模式图像的亮度数据(E)来区分该位置是血流还是组织。做完血流检测的彩色信号和黑白信号一起合成进行扫描转换处理,将直角坐标系的超声血流信号转换为极坐标系的信号用于显示。从而得出最终的彩超二维图像。

[0004] 在实际操作中,针对整个扫描区域做B超扫描成像,但很少同时对同样大小的区域进行多普勒超声扫描,而是设置一个小于被扫描区域的取样框来做多普勒超声扫描。这样做的原因是由系统的硬件限制以及帧频等参数决定的。为了通过频率变化的信息来获得血流的速度和方向,比起B超而言,彩超每条声束方向要反复发射8-16个脉冲,再用这些脉冲返回的数据来做壁滤波和自相关处理获得血流相关信息。这样就相当于增加了10倍左右的发射接收操作,会使得帧频大幅度下降,降低了超声图像的实时性。而事实上在超声图像中,绝大部分是组织,只有很少的血流信息,采用多普勒成像的时候往往关注的就是一个血管或者某个小区域的血流分布。既然如此,只要能准确找到这个区域并设置取样框,然后对取样框内区域进行多普勒超声扫描即可。这样可以大幅度节省硬件和计算资源,同时也不会影响需要的医学信息。此外,取样框越小,彩色图像就越敏感,分辨率越高。如果把取样框拉宽,实际上是在增大扫描线之间的距离,降低它的灵敏度;如果将取样框拉长拉高也有缺点,因为在彩色取样框里面的运算是很慢的,拉长会使得脉冲重复频率下降,给出的彩色就

会很差,帧频也会下降。所以在可以获得足够医学信息的前提下,要想到最佳成像效果,取样框是越小越好的,那么取样框的准确快速选取就尤其重要了。

[0005] 随着科技的发展,目前的超声设备也在往小型化和便携化发展。便携式超声多为触屏,可以使用电池进行供电操作,这类设备的特点是体积小,功耗低,价格相对低廉,所以对内部硬件的资源做了一定的限制,比如减少通道数,降低计算资源等。这样的便携式多普勒超声设备,更需要使用精准定位的取样框来减少扫描区域面积以保证实时成像。更需要注意的是,由于其性价比高和易携带的特点,便携式彩超在基层医疗单位,随访筛查和户外急救方面的应用也越来越多,这样就带来一个问题,很多操作者并不是超声专科医生,甚至不是医务工作者,操作超声设备的经验较少,对于他们来说,用B模式获得超声图像的操作可能都不太纯熟,要求他们在C模式下,快速准确地在超声图像中辨认出血管并设定取样框的位置是一个难度很大的事情,往往要反复操作,浪费了大量时间。如果超声设备能够有自动识别血流并定位取样框的功能,将使得多普勒超声检查的操作难度大大降低,方便了使用者,也有利于便携式彩超设备的普及。

发明内容

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种多普勒超声自动定位取样框的方法,采用由多普勒超声系统根据图像信息来自动定位取样框的装置,从而降低多普勒超声检查的操作难度,解决了操作者无法在C模式下,快速准确地在超声图像中辨认出血管并设定取样框的位置,往往要反复操作,浪费了大量时间的问题。

[0007] 为达到上述目的,本发明的技术方案如下:一种多普勒超声自动定位取样框的方法,包括以下步骤:

[0008] 步骤1,采用超声成像设备,通过超声成像设备默认或人工预设一个取样框形状和尺寸;

[0009] 步骤2,通过超声成像设备进行扫描,根据超声探头回波信号,生成扫描区域黑白超声图像;对扫描区域分割,分成M行N列一共 $M \times N$ 个格子,每个格子都小于取样框面积的 $1/2$,某个格子则根据左上顶点定义为第 (m,n) 个格子;

[0010] 步骤3,根据扫描区域图像计算取样框中的低亮度点数;将每个格子的左上顶点作为参照点,将取样框的左上顶点与格子的参照点重合;有 $M \times N$ 个格子,则有 $M \times N$ 个取样框选择,以格子左上顶点定义取样框的序号;预设一个阈值 E_0 ,如果扫描区域中的像素点 $E < E_0$,则亮度低,将其计入低亮度像素点集,得到一个过滤掉高亮度区域的B超图像;计算每个对应取样框中低亮度像素点的总数目,得到一个低亮度像素点累计数值的 $p_1(M,N)$ 的二维数组,计算中定义超出扫描区域的部分像素点为0;获得 $p_1(M,N)$ 的二维数组后,最大值对应的取样框即为取样框1;

[0011] 步骤4,将取样框1区域从点集中排除掉,以剩下的区域点集对每个格子顶点重复求得 $p_2(m,n)$,定义和取样框1重叠的区域像素点数也是0,完成整个 $p_2(M,N)$ 数组的统计后,同样取最大值来获得取样框2;

[0012] 步骤5,重复步骤4的操作获得取样框3;得到取样框1、取样框2、取样框3后,分别定义为 $F_1(m_1,n_1)$, $F_2(m_2,n_2)$, $F_3(m_3,n_3)$,对应的低亮度像素点数值分别为 $p_1(m_1,n_1)$, $p_2(m_2,n_2)$, $p_3(m_3,n_3)$,且有 $p_1(m_1,n_1) > p_2(m_2,n_2) > p_3(m_3,n_3)$;

[0013] 步骤6,根据选出的取样框1,取样框2,取样框3连续各做一次多普勒扫描,保存图像并进行彩色像素点数目统计;此时取样框重叠区域的像素点将重复计数,而不再去除掉;取三者当中的彩色像素点数目最大值,则其对应的 $F_1(m_1, n_1)$, $F_2(m_2, n_2)$, $F_3(m_3, n_3)$ 之一则为初选取样框,定义为 $F(m, n)$;

[0014] 步骤7,对于已经获得的初选取样框 $F(m, n)$,依据格子顶点,分别向上下左右移动一格,获得 $F(m-1, n)$, $F(m+1, n)$, $F(m, n-1)$, $F(m, n+1)$ 这四个相邻取样框,分别加载多普勒超声,计算彩色像素点数目并进行比较,这里重叠区域也是重复计数的,若移动完毕后已经超出扫描区域,则此次移动不计,不需要参与彩超扫描,更无需参与统计比较; $F(m, n)$ 中心取样框彩色点数目最大,则最终确定 $F(m, n)$ 为最终取样框; $F(m, n)$ 中心取样框的某个邻框最大,则更新为新的初选取样框;以新的初选取样框为中心取样框再次计算4个相邻取样框,直到所有相邻取样框的彩色像素点计数都低于中心取样框计数,选定此刻的中心取样框为最终取样框。

[0015] 作为本发明的一种优选方案,扫描区域边缘的格子大于格子的平均尺寸。

[0016] 作为本发明的一种优选方案,每个格子的面积为取样框面积的 $1/9-1/4$ 之间。

[0017] 作为本发明的一种优选方案,所述取样框为矩形、平行四边形或扇形。

[0018] 作为本发明的一种优选方案,步骤5完成后,将取样框1、取样框2、取样框3分别和扫描区域对照,如已经超出扫描区域,则调整 m, n 到最近邻的取样框,作为后续步骤的取样框1、取样框2、取样框3

[0019] 其中,扫描区域是指B超扫描区域,即在超声成像设备的屏幕上看到最大成像区域,而取样框则是用来做多普勒超声扫描的区域。

[0020] 通过上述技术方案,本发明技术方案的有益效果是:本发明能够根据成像数据自动设定并调整取样框的位置,使得在超声成像设备能迅速找到血流信息最丰富的位置,大大减少了寻找血管的时间,方便了经验缺乏的操作者进行多普勒超声测量。如果每个被检查者检查的都是同一个部位,可以标准化,该算法还可以结合人工智能实现自动扫描,进而使自动检查成为可能。

附图说明

[0021] 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,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅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。

[0022] 图1为彩色多普勒超声成像的基本原理框图。

[0023] 图2为常见的三种多普勒超声取样框的形态。

[0024] 图3为本发明确定最终取样框的邻框对比操作示意图。

[0025] 图4为本发明实施例的取样框定位总体流程图。

[0026] 图5为本发明的确定初选取样框步骤算法流程图。

[0027] 图6为本发明的确定最终取样框步骤算法流程图。

具体实施方式

[0028] 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,所描述的实施例仅仅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。

[0029] 结合图1至图6,本发明公开一种多普勒超声自动定位取样框的方法,由多普勒超声系统根据图像信息来自动定位取样框,从而降低多普勒超声检查的操作难度,减少医务工作者的工作量。

[0030] 本发明方法在正式扫描之前应该已经通过超声成像设备默认或者人工预设一个取样框尺寸,结合图2,通常该尺寸远小于扫描区域面积,形状和大小也依照测量部位有所不同。不同部位,不同扫描模式可以有不同的取样框预设,比如颈部通常是线阵扫描,扫描区域为矩形,取样框则为矩形或者平行四边形。腹部多用凸阵,扫描区域为扇形,所以预设的取样框也是这个形状。

[0031] 本发明要对扫描区域分割,分成M行N列一共 $M \times N$ 个格子,格子多为均一尺寸,但是在边缘处的格子因为扫描区域不规则可能会小于平均尺寸,通常不会让边缘格子大于平均格子尺寸。此外,凸阵比较特殊,所划分格子的形状依然是类似扫描区域的缩微版扇形,所以格子必然会随扫描深度的增加而变大。扫描区域中的每个格子根据左上顶点,定义为第 (m, n) 个格子。M和N的选择要保证每个格子都小于取样框面积的 $1/2$,优选的是取样框面积的 $1/9-1/4$ 。

[0032] 首先根据超声成像设备扫描后获得的最初B超图像计算取样框中的低亮度像素点数。我们预设一个阈值 E_0 ,如果扫描区域中的像素点 $E < E_0$,说明亮度较低,我们将其计入低亮度像素点集,也就是得到一个过滤掉高亮度区域的B超图像。在B超图像中亮度明显较低的点有这样几种可能:流动的血液,体液(比如尿液,积水等)和部分噪声。其中只有血液是快速流动的,其他低像素点对应的部位原则上不动或者运动速度较慢。一旦取样框确定,C模式处理模块将有算法来排除掉非血液部分,但是在确定取样框的起始步骤中为了简便起见是以B超获得的低亮度像素点集为基础的。

[0033] 将每个格子的左上顶点作为参照点,将取样框的左上顶点与之重合。如果有 $M \times N$ 个格子,就会有 $M \times N$ 个采样框选择,以格子左上顶点定义采样框的序号,并计算每个对应采样框中低亮度像素点的总数目,就得到一个低亮度像素点累计数值的 $p_1(M, N)$ 的二维数组。如平行四边形取样框则是部分覆盖格子,有的格子整个在取样框内,有的是部分在取样框内,所以计算的时候是根据低亮度像素点是否在取样框中来累计,格子只是作为定位。这样用格子顶点来定位取样框必然使得部分取样框在计算的时候就有一部分在扫描区域以外了,计算中定义超出扫描区域的部分像素点为0,因为这样的取样框在实际的设备中是没有意义的。本步骤中只是用来作为计算,选定后会做调整,确保这种取样框在扫描区域外的情况不会发生。另外对于凸阵的扇形取样框,格子大小是不同的,而取样框大小不变,所以取样框内含格子数目是随着位置变动的,但这不影响低亮度像素点数目统计。

[0034] 获得 $p_1(M, N)$ 的二维数组后,最大值对应的取样框即为取样框1。接下来将取样框1区域从点集中排除掉,以剩下的区域点集对每个格子顶点重复求得 $p_2(m, n)$,本次统计除了超出扫描区域的像素点数为0之外,凡是和第一取样框重叠的区域像素点数也是0。事实上,如果没有和取样框1的重叠, $p_2(m, n)$ 可以直接等于 $p_1(m, n)$,只有那些碰巧有重叠的 $p_2(m,$

n) 需要去掉重叠区域的低像素点数。完成整个 $p_2(M, N)$ 数组的统计后, 同样取最大值来获得取样框2。重复以上操作获得取样框3。此次只要根据 $p_2(m, n)$ 就可以获得 $p_3(m, n)$, 同样是无重叠区域直接赋值, 有和取样框2重叠的点则去掉重叠点, 而此轮统计中, $p_3(m, n)$ 和取样框1重叠的点在统计 $p_2(m, n)$ 的时候已经去除, 所以无需再次考虑。根据原则, 三个取样框不可能是完全重复的。假设取样框3和1有所重叠, 在统计的时候取样框1和3重叠部分点数对于取样框3是不计的。初选取样框算法流程图如图5所示。获得3个取样框后, 分别定义为 $F_1(m_1, n_1)$, $F_2(m_2, n_2)$, $F_3(m_3, n_3)$, 对应的低像素点数值分别为 $p_1(m_1, n_1)$, $p_2(m_2, n_2)$, $p_3(m_3, n_3)$, 且有 $p_1(m_1, n_1) > p_2(m_2, n_2) > p_3(m_3, n_3)$, 但是这里要特别指出的是 p_2 和 p_3 并未统计取样框内的全部点, 而是去掉了部分重叠点。之所以要去掉重叠点的原因是保证三个取样框的差异性。比如, 如果B超图中有一个需要的血管信息, 但同时还有一个面积较大的体内积液区域, 如果不排除重叠点, 则三次选取可能都集中在积液区域附近, 而不能选中血管。在加入了排除重叠点的算法后, 即使第一次和第二次都没有选中血管, 第三次也可以选中, 毕竟扫描区域的血管也有一定的面积, 不可能全是毛细血管, 三次通常足以选中。当然可以预设三次以上的取样框来做初选, 但这样意义不大, 毕竟增加了系统的工作时间, 而且如果三次都无法选中明显血管, 那说明扫描的部位选择或者B超操作的手法就有问题。如果扫描的目的就是分散的毛细血管, 那本发明的算法可能并不适用, 但是实际工作中很少有这种需要, 所以不在本发明讨论的范围, 建议通过有经验医生的后期手动调节来定位。

[0035] 前面提到每个取样框都是取格子左上顶点却确定位置, 这样 $F_1(m_1, n_1)$, $F_2(m_2, n_2)$, $F_3(m_3, n_3)$ 就有可能有部分超出扫描区域。这种情况是不符合实际的, 所以我们做一个判据, 取样框1, 2, 3分别和扫描区域对照, 如果已经超出扫描区域, 则调整 m, n 到最近邻的取样框, 并用对应的 m 和 n 值代替原本的 m, n 值。比如右下角的取样框可能在右部和下部超出了扫描区域, 此时逐步减小 m 为 $m-1, m-2, \dots$, 直到下部回到扫描区域, 然后逐步减少 n 到 $n-1$ 和 $n-2, \dots$ 直到右部回到扫描区域。调整完成, 选取新的 m 和 n 定位取样框。

[0036] 接下来加载多普勒超声模式, 系统将根据选出的取样框1, 2, 3连续各做一次多普勒扫描, 保存图像并进行彩色像素点数目统计。与上面不同的是, 此时取样框重叠区域的像素点将重复计数, 而不再去除掉。取三者当中的彩色像素点数最大值, 则其对应的 $F_1(m_1, n_1)$, $F_2(m_2, n_2)$, $F_3(m_3, n_3)$ 之一则为初选取样框, 定义为 $F(m, n)$ 。

[0037] 以上是初选取样框的路程。再通过自动微调来确定最终取样框。对于已经获得的初选取样框 $F(m, n)$, 依据格子顶点, 分别向上下左右移动一格, 获得 $F(m-1, n)$, $F(m+1, n)$, $F(m, n-1)$, $F(m, n+1)$ 这四个相邻取样框, 分别加载多普勒超声, 计算彩色像素点数目并进行比较, 这里重叠区域也是重复计数的。这里需要指出的是, 如果移动完毕后已经超出扫描区域, 则该移动不计, 不需要参与彩超扫描, 更无需参与统计比较。如果 $F(m, n)$ 中心框彩色点数目最大, 则最终确定 $F(m, n)$ 为最终取样框; 如果是某个邻框, 比如 $F(m-1, n)$ 最大, 则更新为新的初选取样框; 以 $F(m-1, n)$ 为中心框再次计算4个相邻取样框, 直到所有邻取样框的彩色像素点计数都低于中心取样框计数, 选定此刻的中心取样框为最终取样框。确定最终取样框的邻框对比示意图如图3所示, 算法流程图如图6所示。

[0038] 确定最终取样框后, 自动定位取样框的操作就已经完成, 可以进行正式的多普勒超声成像了, 此时取样框已经基本对准了血流信息最丰富的位置, 如果操作者需要改变取样框位置, 例如, 想看清血管边缘的细节, 比如某个血栓, 可以再进行取样框的人工调整来

仔细观察。

[0039] 实施例

[0040] 通常而言超声图像的行和列都是2的次幂,比如128,256等。假设一个128行x256列像素的图像。本发明以线阵多普勒超声扫描为例,扫描区域为矩形,取样框为矩形。实施步骤如下。

[0041] S1,通过扫描获得B超黑白图像,根据亮度阈值过滤 $E < E_0$,从黑白图像数据中筛选出低亮度像素点集,该点集包括流动血液,几乎不流动的体液以及部分噪声。

[0042] S2.1,预设取样框尺寸为48x96个像素。

[0043] S2.2,将整个B超图像区域分成8x8个格子,每个格子尺寸是16x32个像素,这样取样框相当于3x3个格子尺寸。

[0044] S3.1,将每个格子的左上顶点作为参照点,将取样框的左上顶点与之重合。然后统计取样框中的低亮度点数。得到一个低亮度点数值的 $p_1(8,8)$ 的二维数组。设定 $p_1(m,n)$ 有最大值的取样框为取样框,假设是(2,5)。

[0045] S3.2,将取样框1区域从点集中排除掉,以剩下的区域点集重复S3.1步骤,再次求 $p_2(m,n)$ 的最大值以获得取样框2,假设是(6,1)。取样框2和1无重叠。

[0046] S3.3,将取样框1和2区域从点集中排除掉,重复S3.1操作获得取样框3,假设是(1,3)。这样取样框3和1有所重叠,但和2没有重叠,所以在计算的时候重叠部分点数对于3是不计的。

[0047] S3.4,确认3个取样框都没有超出扫描区域,无需做调整。

[0048] S4,对三个取样框分别加载彩色模式并比较彩色像素点数目,确定彩色点数目最大的取样框即取样框1为初选取样框 $F(2,5)$ 。

[0049] S5,对初选取样框 $F(2,5)$,分别向上下左右移动一格,获得 $F(1,5)$, $F(3,5)$, $F(2,4)$, $F(2,6)$ 这四个相邻取样框,分别加载彩色模式,计算彩色像素点数目并进行比较,本例可以假设 $F(2,5)$ 彩色点数目最多,故确定其为最终取样框。

[0050] S6,开始多普勒超声扫描,此时取样框已经基本就在血流信息最丰富的区域即 $F(2,5)$ 了,医务工作者只需要做微调即可。如果是触屏式的便携式超声,只需轻轻触摸并拖动取样框即可。

[0051] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

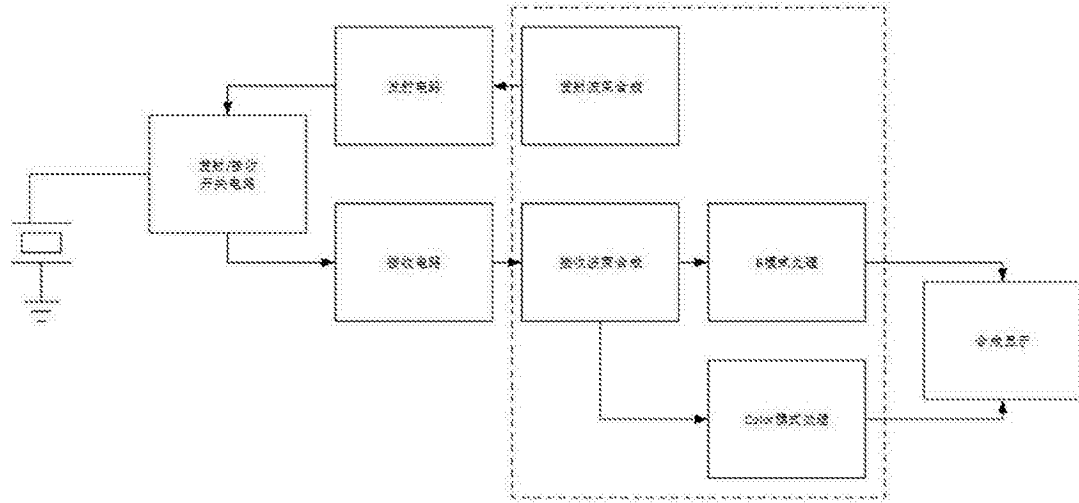


图1

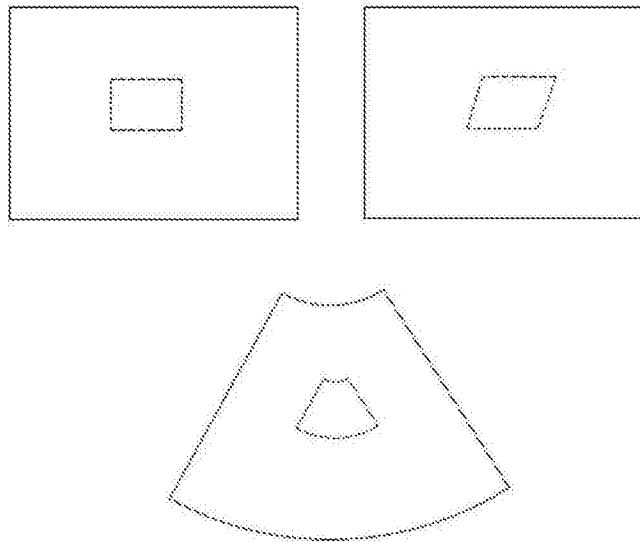


图2

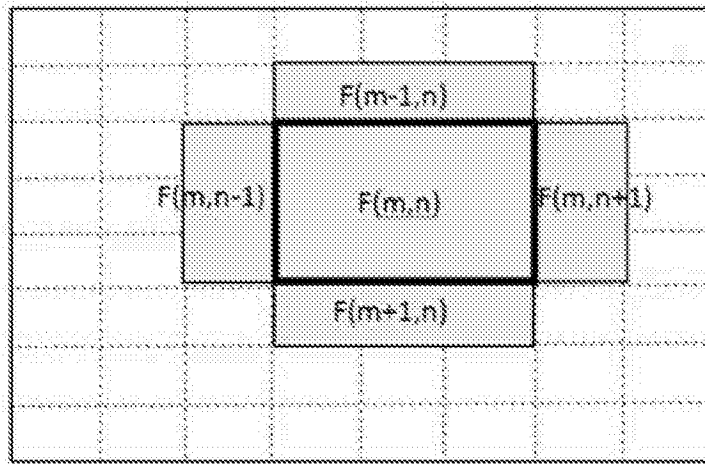


图3

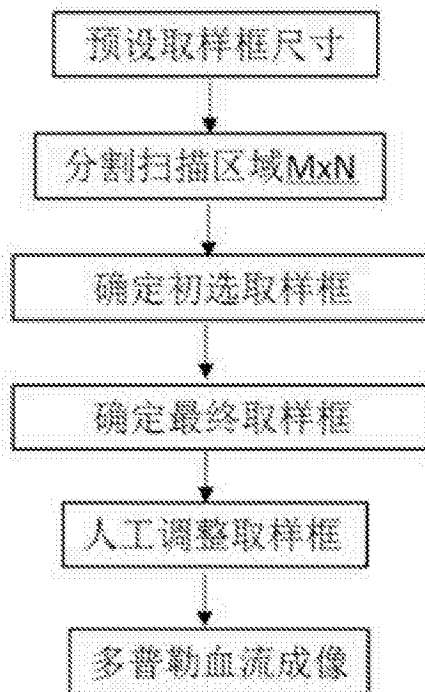


图4

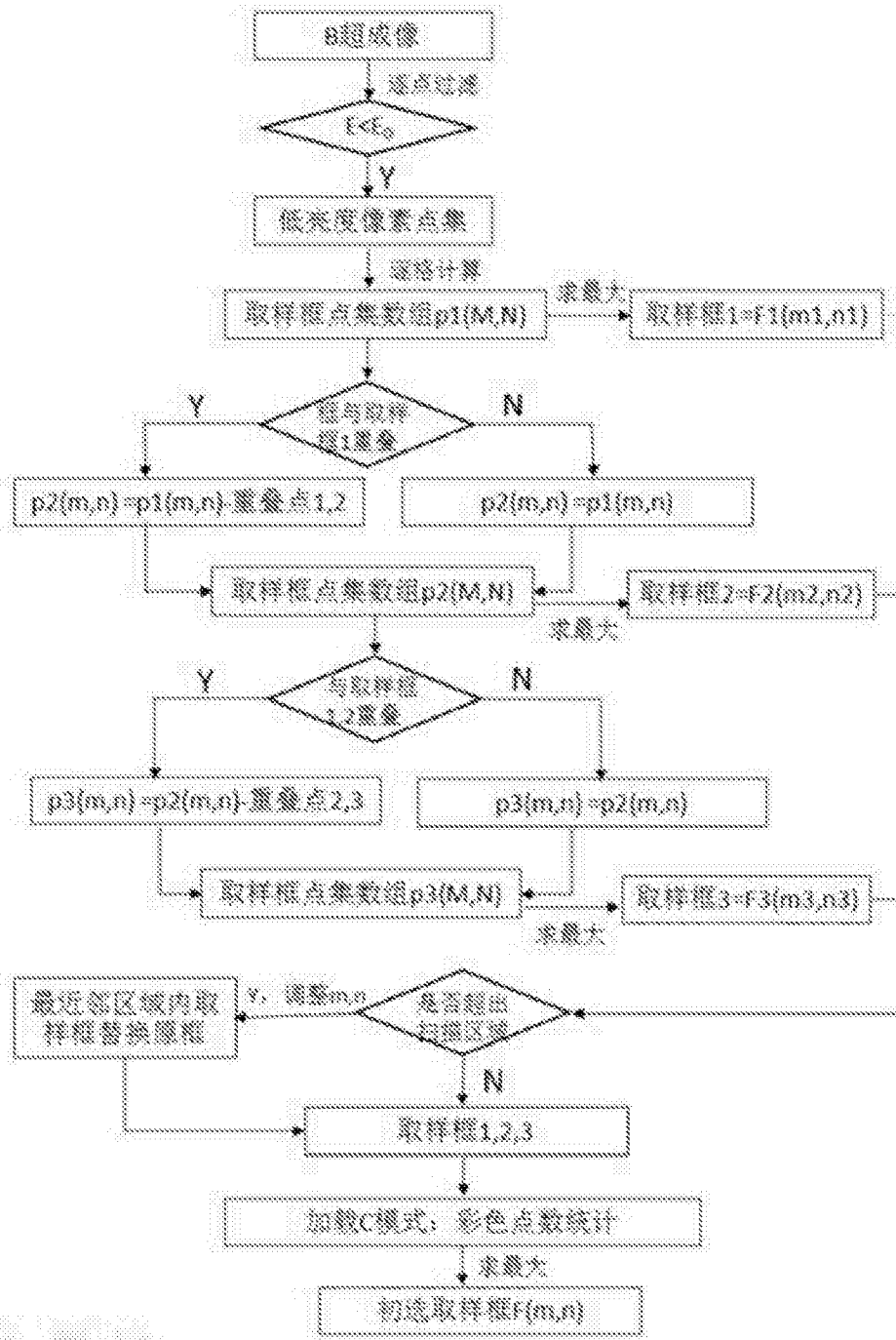


图5

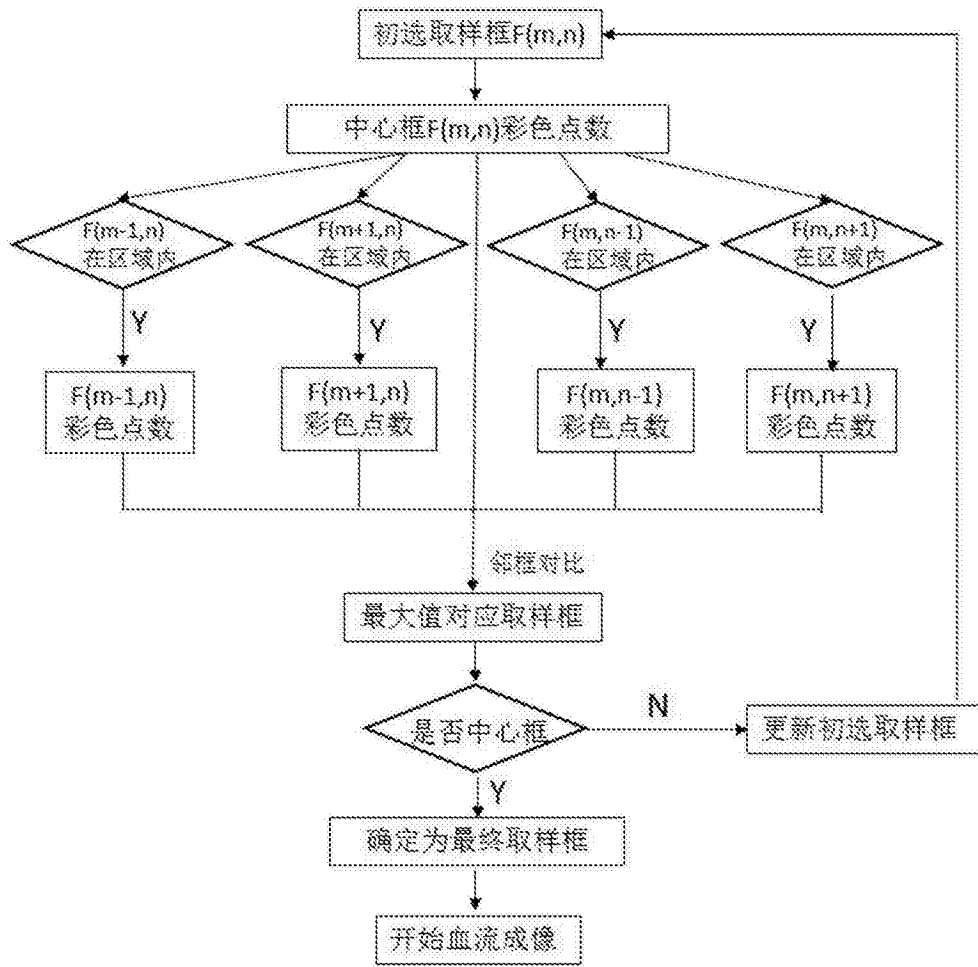


图6

| | | | |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种多普勒超声自动定位取样框的方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN107874782A | 公开(公告)日 | 2018-04-06 |
| 申请号 | CN201711103896.6 | 申请日 | 2017-11-10 |
| [标]发明人 | 吴哲 王权泳 | | |
| 发明人 | 吴哲 王权泳 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| CPC分类号 | A61B8/06 A61B8/488 A61B8/52 | | |
| 代理人(译) | 孙东风 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种多普勒超声自动定位取样框的方法，由多普勒超声系统根据图像信息来自动定位取样框。本发明能够根据成像数据自动设定并调整取样框的位置，使得在超声成像设备能迅速找到血流信息最丰富的位置，大大减少了寻找血管的时间，方便了经验缺乏的操作者进行多普勒超声测量。如果每个被检查者检查的都是同一个部位，可以标准化，该算法还可以结合人工智能实现自动扫描，进而使自动检查成为可能。

